

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-313443

(43)公開日 平成7年(1995)12月5日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

A 61 B 1/00  
G 02 B 23/24

識別記号 庁内整理番号

3 2 0 B  
A

F I

技術表示箇所

(21)出願番号 特願平6-108548

(22)出願日 平成6年(1994)5月23日

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全15頁)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 平尾 勇実

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 植田 康弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

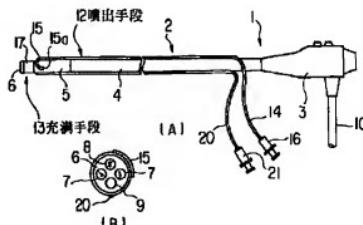
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54)【発明の名称】 管内挿入具の挿入装置

(57)【要約】

【目的】本発明は十分な推進力を発生し、内視鏡等の管内挿入具の挿入性を効果的に高めること最も主要な特徴とする。

【構成】内視鏡1の先端側から後方側へ向けて加圧流体を噴出させる噴出手段12と、噴出手段12の周囲を液体で満たす充满手段13とを設けたものである。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 管内挿入具の先端側から後方側へ向けて加圧流体を噴出させる噴出手段と、上記噴出手段の周囲を液体で満たす充満手段とを具備したことを特徴とする管内挿入具の挿入装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は体腔内部を観察する為の内視鏡、治療を行う為の処置具等の医療用の管内挿入具、あるいは水道管、ガス管等の配管内の検査を行う工業用内視鏡等の管内挿入具を管腔内へ自動的に挿入する管内挿入具の挿入装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 一般に、人体内の例えは大腸、小腸等の生体管腔は長尺で複雑に屈曲している。そのため、この生体管腔内に内視鏡等を挿入する操作は難しく、時間がかかる事が多い。そして、生体管腔内に内視鏡等の医療用の管内挿入具を挿入する操作は操作者の経験や技量、あるいは挿入具の柔軟性に依存するところが大きいのが実情である。

【0003】 また、体腔内へ内視鏡等の医療用の管内挿入具を挿入する際の挿入性的向上を目的として特開平3-272729号公報に記載された方式の内視鏡が開示されている。

【0004】 この内視鏡には体内に挿入される挿入部の先端面または側面に、手元側から送られた流体を内視鏡の挿入方向に対して斜め後方に放出する放出孔が形成されている。そして、内視鏡の体内挿入時には上記放出孔より流体を内視鏡の挿入方向に対して斜め後方に放出することにより、内視鏡に対して挿入方向に推進力を加え、内視鏡の挿入性を高める構成になっている。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記従来構成のものにあっては内視鏡が挿入される管腔内における内視鏡の挿入部の周囲部分には略気体が充満しているので、内視鏡の放出孔より水等の流体を管腔内に放出しても内視鏡の推進力が十分には得られないおそれがある。そのため、内視鏡等の体内挿入具の挿入性的向上効果を高めることが難しい問題がある。

【0006】 本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的是、十分な推進力を発生し、内視鏡等の管内挿入具の挿入性を効果的に高めることができる管内挿入具の挿入装置を提供することにある。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】 本発明は管内挿入具の先端側から後方側へ向けて加圧流体を噴出させる噴出手段と、上記噴出手段の周囲を液体で満たす充満手段とを具備したものである。

## 【0008】

【作用】 管内挿入具の管内挿入時には充満手段によって

噴出手段の周囲を液体で満たした状態で、挿入具の先端から後方側へ向けて加圧流体を噴出することにより、内視鏡等の管内挿入具に十分な推進力を与えるようにしたもののである。

## 【0009】

【実施例】 以下、本発明の第1の実施例を図1(A)乃至図3(F)を参照して説明する。図1(A)は管内挿入具として大腸検査用内視鏡1に適用した適用例を示すものである。この大腸検査用内視鏡1には患者の大腸内に挿入される挿入部2と、この挿入部2の手元側の基端部に連結された操作部3とが設けられている。

【0010】 また、挿入部2にはフレキシブルに変形可能な長尺可接続部(蛇首)4が設けられている。この可接続部4の先端側には手元側の操作部3によって遠隔的に弯曲操作可能な弯曲部5を介して先端部6が連結されている。この先端部6の先端面には図1(B)に示すように照明光学系の一対のカバーレンズ7、観察光学系の対物レンズ8および鉗子口9等が設けられている。

【0011】 さらに、操作部3にはユニバーサルコード10の一端部が連結されている。このユニバーサルコード10の他端部は示説しないコネクタを介して示説しない光源装置に着脱可能に接続されている。

【0012】 また、内視鏡1の挿入部2には挿入装置11が装着されている。この挿入装置11には内視鏡1の挿入部2の先端側から後方側へ向けて加圧流体を噴出させる噴出手段12と、この噴出手段12の周囲を流体で満たす充満手段13とが設けられている。

【0013】 ここで、噴出手段12には加圧用チューブ14が設けられている。この加圧用チューブ14の中途

30 部分は内視鏡1の挿入部2の手元側から弯曲部5にかけて内視鏡1の挿入部2の可接続部4に沿わせて延設され、可接続部4の外周面に適宜のか所で図2(A)に示すテープ15等で固定されている。

【0014】 また、加圧用チューブ14の先端部には略J字状に弯曲形成された噴射ノズル部15が設けられている。さらに、加圧用チューブ14の手元側の基端部には例えば生理食塩水等の液体を充填した液体送出手段としてのシリンジ16が連結されている。

【0015】 また、充満手段13には挿入部2の先端部6の外周面に装着されたバルーン17が設けられている。このバルーン17は弹性変形可能な柔軟な薄膜材料によって形成され、先端部6の外周面に巻き付けられている。そして、このバルーン17の前端部は前部固定リング18を介して先端部6の前部外周面に固定されている。さらに、このバルーン17の後端部は後部固定リング19を介して先端部6の後部外周面に固定されている。

【0016】 また、バルーン17の後部固定リング19にはバルーン17の内部に空気等を供給するバルーン用チューブ20の先端部が連結されている。このバルーン

用チューブ20の基端部は加圧用チューブ14と同じく内視鏡1の手元側に導かれ、空気等を充填したシリジンジ21に接続されている。そして、シリジンジ21からバルーン用チューブ20を通して送られる空気等がバルーン17の内部に供給され、図2(B)に示すようにバルーン17が膨脹されるようになっている。

【0017】さらに、後部固定リング19の外周面には加圧用チューブ14の噴射ノズル部15がその先端の噴射口15aを内視鏡1の手元側に向けた状態で接着等の手段によって固定されている。そして、加圧用チューブ14を通して供給される推進用の加圧液体を噴射ノズル部15の噴射口15aから内視鏡1の後方側へ向けて噴出させることにより、大腸内に於いて内視鏡1にジェット推進力を与えるようになっている。

【0018】次に、上記構成の作用について内視鏡1の挿入部2を患者の大腸内に挿入する際の挿入装置11の動作を一例として説明する。まず、内視鏡1の挿入部2に接着された挿入装置11は初期状態では図2(A)に示すようにバルーン17が収縮され、先端部6の外周面に圧接された先端部6の外周面と略同様の収縮形状で保持される。このとき、噴射ノズル部15の噴射口15aからは加圧液体が噴射されていない無噴射状態で保持される。

【0019】そして、内視鏡1の挿入部2を患者の大腸内に挿入する場合には挿入装置11が初期状態で保持されているままの状態で、通例の手法により図3(A)中に矢印F<sub>1</sub>で示すように患者の肛門22から内視鏡1の挿入部2が直腸23内に押し込まれる。このときの押し込み操作にともない内視鏡1の挿入部2の先端部6が直腸23を越えてS字状結腸24の入口に到達される。

【0020】さらに、挿入部2の先端部6をS字状結腸24の入口に到達させた時点で、空気を充填したシリジンジ21が操作される。そして、このシリジンジ21からバルーン用チューブ20を通して送られる空気等が内視鏡1の先端部6のバルーン17の内部に供給され、図3(B)に示すようにバルーン17が膨脹される。このとき、膨脹されたバルーン17は大腸壁面に圧接され、大腸内におけるバルーン17の前後間の流体の流通が遮断される。

【0021】次に、生理食塩水が充填されたシリジンジ6が小さな力で操作される。そして、このシリジンジ6から加圧用チューブ14を通して生理食塩水が小さな圧力で大腸内に注入される。このとき、肛門22は内視鏡1の挿入部2によって閉塞されている。そのため、大腸内におけるバルーン17から下流側の部分25が生理食塩水で満たされる。

【0022】統いて、シリジンジ6が大きな力で操作される。そして、このシリジンジ6から大きな圧力で生理食塩水が加圧用チューブ14に注入される。この場合には加圧用チューブ14の先端の噴射ノズル部15の噴射

ロ15aから生理食塩水のジェット流が内視鏡1の先端側から後方へ向けて噴出される。

【0023】そのため、このときの生理食塩水の高压なジェット噴射により、内視鏡1の先端部6には図3(C)中に白矢印F<sub>2</sub>に示す推進力が作用し、内視鏡1の挿入部2が前進操作される。このとき、図3(C)中に矢印F<sub>3</sub>で示すように内視鏡1の手元側からの挿入部2の押し込み操作が併用される。

【0024】なお、生理食塩水の注入・噴射は、連続的でもよく、また断続的でも良い。また、図3(D)および図3(E)は加圧用チューブ14の先端の噴射ノズル部15の噴射口15aからの上記生理食塩水のジェット噴射と、矢印F<sub>4</sub>に示す医者による内視鏡1の挿入部2の押し込み操作により、内視鏡1の挿入部2の先端部6がS字状結腸24を越えている状態を示している。

【0025】そして、内視鏡1の挿入部2の先端部6がS字状結腸24を越えたのち、内視鏡1の可換管部4を操作して図3(F)に示すようにS字状結腸24を略直線形に引き伸ばす状態に変形させる。この状態で、統いて図3(F)中に矢印F<sub>5</sub>で示すように内視鏡1を押し込み操作することにより、内視鏡1の挿入部2の挿入操作がなされる。

【0026】そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏す。すなわち、挿入装置11に内視鏡1の挿入部2の先端側から後方側へ向けて加圧流体を噴出させる噴出手段12と、この噴出手段12の周囲を生理食塩水等の流体で満たす充満手段13とを設けたので、内視鏡1の挿入部2を患者の大腸内に挿入する際に、膨脹されたバルーン17を大腸壁面に圧接させた状態で、加圧用チューブ14を通して生理食塩水を小さな圧力で大腸内に注入されることによって噴出手段12の周囲を生理食塩水等の流体で満たした状態で、加圧用チューブ14の先端の噴射ノズル部15の噴射口15aから内視鏡1の挿入部2の後方側へ向けて生理食塩水の加圧流体を噴出することができる。そのため、内視鏡1の挿入部2を患者の大腸内に挿入する際に、内視鏡1の挿入部2に從来に比べて十分な推進力を与えることができるので、内視鏡1の挿入性を効果的に高めることができる。

【0027】さらに、加圧用チューブ14の噴射ノズル部15の噴射口15aからの生理食塩水のジェット噴射と、内視鏡1の挿入部2の押し込み操作と併用することにより、確実に内視鏡1を挿入させることができる。

【0028】また、加圧用チューブ14の先端部に略J字状に溝曲形成された噴射ノズル部15を設けるとともに、加圧用チューブ14の手元側の基端部に液体送出手段としてのシリジンジ16を連結させて噴出手段12を構成するとともに、内視鏡1の挿入部2の先端部6の外周面に接着されたバルーン17を設け、このバルーン17のバルーン用チューブ20の基端部に空気等を充填したシリジンジ21を接続させて充満手段13を構成したの

で、内視鏡1の挿入装置11の構成が簡単で、安価である。さらに、既存の内視鏡1を流用でき、修理も容易である。

【0029】また、挿入装置11は内視鏡1に対し若脱自在に装着される外付ユニットによって構成したので、1回の使用例毎に挿入装置11を使い捨てにすることができる。この場合には内視鏡1の使用後に挿入装置11を洗浄・消毒・滅菌等の面倒な作業を行なう手間を省略することができ、作業能率の向上を図ることができるとともに、挿入装置11の洗浄・消毒・滅菌性が問題となるおそれもない。

【0030】また、図4に示す第1の実施例の変形例のように、挿入装置11が装着された内視鏡1の挿入部2とともに、別体の吸引チューブ31を患者の肛門2から大腸内に挿入し、加圧用チューブ14の先端の噴射ノズル部15の噴射口15aから噴射させた生理食塩水を吸引チューブ31を通してポンプ32で適宜回収する構成にしても良い。

【0031】この場合には大腸内が生理食塩水の噴射により高圧力となるおそれがないので、特に加圧用チューブ14の先端の噴射ノズル部15の噴射口15aから生食食塩水を連続的に噴射させる際に有効で、患者にとつてより安全な構成となる。

【0032】また、第1の実施例では内視鏡1の挿入装置11のバルーン17として膨脹状態のバルーン本体が略球形状に変形する構成のものを用いたが、図5に示す本発明の第2の実施例のように挿入装置11のバルーン17として膨脹状態のバルーン本体41の外周面に後端側に向かうにしたがって外形寸法が徐々に小さくなるテーパ面42が形成された異形状のバルーンを用いる構成にもよい。

【0033】この場合には挿入装置11のバルーン17として膨脹状態のバルーン本体41の外周面に後端側に向かうにしたがって外形寸法が徐々に小さくなるテーパ面42を設けたので、バルーン本体41を膨脹させて大腸壁面に圧接させた際のバルーン本体41と大腸壁面との間の接触面積を小さくすることができる。そのため、加圧用チューブ14を通して生理食塩水を噴射ノズル部15の噴射口15aより噴射させるジェット噴射と、医者による内視鏡1の挿入部2の押し込み動作と併用させて内視鏡1の挿入部2を推進させる際に、バルーン本体41と大腸壁面との間の接触部分における摺動抵抗を低減することができる。

【0034】したがって、第1の実施例の効果に加え、本実施例では特に大腸壁との接触面積が小さい異形のバルーン本体41を用いている為、内視鏡1の挿入部2を推進させる際に、バルーン本体41と大腸壁面との間の接触部分が推進力の妨げとなりにくく、より簡単に内視鏡1の挿入が行なえる効果がある。

【0035】また、図6(A)～(D)は本発明の第3

の実施例を示すものである。これは、内視鏡1の挿入部2の先端部6の外周面に図6(B)に示すように雄ねじ部51を設け、この雄ねじ部51に内視鏡1の挿入装置52の外付けユニット53を着脱可能に連結する構成にしたものである。

【0036】ここで、挿入装置52の外付けユニット53には略リング状のフード54が設けられている。このフード54の先端部内周面には内視鏡1の雄ねじ部51に着脱可能に螺着されるねじ穴部55が形成されている。

【0037】さらに、このフード54の外周面には図6(C)に示すように周方向に沿って延設される円弧状溝56が形成されている。この円弧状溝56の開口部はカバー部材57によって閉塞されている。

【0038】また、フード54の後端面には図6(D)に示すように円弧状溝56に連通する一对の連通孔58、59が形成されている。そして、一方の連通孔58には連結パイプ60の一端部が嵌着されている。この連結パイプ60の他端部には加圧用チューブ61の先端部が連結されている。さらに、加圧用チューブ61の手元側の基部には第1の実施例と同様に例えば生理食塩水等の液体を充填した液体送出手段としてのシリジンジ16が連結されている。

【0039】また、他方の連通孔59によってジェット噴射用の噴射ノズル部62が形成されている。そして、加圧用チューブ61を通して供給される推進用の加圧液体がカバー部材57の内側の円弧状溝56内を通して噴射ノズル部62に導かれ、この噴射ノズル部62の噴射口62aから内視鏡1の後方側へ向けて噴出させることにより、大腸内に於いて内視鏡1にジェット推進力を与える噴出手段63が形成されている。

【0040】また、フード54の外周面にはバルーン64が装着されている。このバルーン64の前端部はフード54の前部外周面に固定され、このバルーン64の後端部はフード54の後部外周面に固定されている。

【0041】さらに、バルーン64の後方固定部にはバルーン64の内部に空気等を供給するバルーン用チューブ65の先端部が連結されている。このバルーン用チューブ65の基部は内視鏡1の手元側に導かれ、第1の実施例と同じく空気等を充填したシリジンジ21に接続されている。そして、シリジンジ21からバルーン用チューブ65を通して送られる空気等がバルーン64の内部に供給され、バルーン64が膨脹されるようになっており、このバルーン64の膨脹動作とともに噴出手段63の周囲を液体で満たす充満手段66が形成されている。

【0042】次に、上記構成の作用について説明する。まず、内視鏡1における挿入部2の先端部6の雄ねじ部51に内視鏡1の挿入装置52のフード54をねじ込み固定し、挿入装置52の外付けユニット53を内視鏡1

に接着する。

【0043】この状態で、第1の実施例と同じく内視鏡1の挿入部2が患者の肛門22から直腸23内に押し込まれ、大腸内のS字状結腸24の入口に到達される。その後、手元側シリジング21の操作でバルーン64が膨脹される。

【0044】統いて、生理食塩水を充填したシリジング16により、弱い圧力で生理食塩水が加圧用チューブ61、フード54の円弧状溝56内、噴射ノズル部62を通して大腸内に注入され、大腸内におけるバルーン64より下流側の部分が水で満たされる。

【0045】次に、生理食塩水を充填したシリジング16により、強い圧力で生理食塩水が連続的、あるいは断続的に注入される。すると、生理食塩水は加圧用チューブ61、フード54の円弧状溝56内、噴射ノズル部62を経由してフード54の噴射口62aから内視鏡1の後方側へ向けてジェット流として噴射される。

【0046】そして、第1の実施例で述べたように内視鏡1の先端部6はフード54の噴射口62aからの生理食塩水のジェット噴射と内視鏡1の押し込み操作と共に併用されて大腸内で推進され、S字状結腸24を通過される。

【0047】そこで、上記構成のものにあってもフード54の噴射口62aから内視鏡1の挿入部2の後方側へ向けて生理食塩水の加圧流体を噴出させることにより、内視鏡1の挿入部2を患者の大腸内に挿入する際に、内視鏡1の挿入部2に従来に比べて十分な推進力を与えることができる、第1の実施例と同様に内視鏡1の挿入性を効果的に高めることができる。

【0048】さらに、本実施例ではフード54の後端面にジェット噴射用の噴射口62aを設けているので、内視鏡1の挿入部2を患者の大腸内に挿入する際に、噴出手段63が内視鏡1の挿入操作の邪魔になるおそれがない、内視鏡1の挿入性を高めることができる。

【0049】また、図7および図8は本発明の第4の実施例を示すものである。これは、前述の実施例に於ける加圧液体の送出手段を変更したものである。すなわち、前述の実施例に於いては、シリジング16のピストンを手動で押圧操作することによってジェット噴射する加圧液体を送出する構成のものを示したが、本実施例では加圧液体を自動的に送出する加圧液体の自動送出手段71を設ける構成にしたものである。

【0050】この自動送出手段71には噴射用、大腸内充填用の生理食塩水タンク72と、この生理食塩水タンク72に接続されたローラポンプ73が設けられている。このローラポンプ73には第1の実施例に於ける加圧用チューブ14の手元側の基端部が接続されている。

【0051】また、ローラポンプ73にはフットスイッチ74およびポンプ駆動回路75が接続されている。そして、フットスイッチ74の操作によりポンプ駆動回路

75を介してローラポンプ73が駆動され、このローラポンプ73の駆動にともない生理食塩水タンク72内の生理食塩水が加圧用チューブ14内を通して噴射ノズル部15の噴射口15a側に送り込まれるようになっている。

【0052】さらに、加圧用チューブ14におけるローラポンプ73の吐出口との連結端部側にはローラポンプ73からの吐出圧力を検出する圧力センサ76が設けられている。この圧力センサ76には圧力検出部77が接続されている。

【0053】さらに、この圧力検出部77は比較部78の第1の入力ポートに接続されている。この比較部78の第2の入力ポートにはローラポンプ73からの吐出圧力の上限圧力を設定する圧力設定部79が接続されている。そして、圧力センサ75からの検出信号にもとづいて圧力検出部77で検出されたローラポンプ73からの吐出圧力の検出データは比較部78に入力され、この検出データと圧力設定部79であらかじめ設定された圧力値とが比較部78で比較されるようになっている。ここで、ローラポンプ73からの吐出圧力の検出データが圧力設定部79による設定値を越えた場合にはポンプ駆動回路75が作動し、ローラポンプ73の駆動が停止されるようになっている。

【0054】次に、上記構成の作用について説明する。第1の実施例と同じく内視鏡1の挿入部2が患者の肛門22から直腸23内に押し込まれ、大腸内のS字状結腸24の入口に到達される。その後、手元側シリジング21の操作でバルーン64が膨脹される。

【0055】さらに、バルーン64の膨脹後、統いてフットスイッチ74が操作され、ポンプ駆動回路75を介してローラポンプ73が駆動される。そして、このローラポンプ73の駆動にともない生理食塩水タンク72内の生理食塩水が加圧用チューブ14内を通して噴射ノズル部15側に送り込まれ、噴射ノズル部15の噴射口15aから大腸内に放出されて大腸内が生理食塩水で満たされる。このとき、圧力センサ76によりローラポンプ73からの吐出圧力がモニタされ、ローラポンプ73からの吐出圧力が当初設定された圧力値以上にならないようにローラポンプ73の動作が制御される。

【0056】また、大腸内が生理食塩水で満たされたのち、同じくフットスイッチ74が操作され、ポンプ駆動回路75を介してローラポンプ73が駆動される。そして、このローラポンプ73の駆動にともない生理食塩水タンク72内の生理食塩水が加圧用チューブ14内を通して噴射ノズル部15側に送り込まれ、噴射ノズル部15の噴射口15aから大腸内に断続的、あるいは連続的にジェット噴射されて大腸内で内視鏡1がジェット推進される。この場合も同様に、圧力センサ76により、ローラポンプ73の放出圧力が検出される。

【0057】ここで、ローラポンプ73からの吐出圧力

の検出データが圧力設定部79による設定値を越えた場合にはポンプ駆動回路75が作動し、ローラポンプ73の駆動が停止される。なお、図8は自動送出手段71の駆動パターンを示すフットスイッチ74、ポンプ駆動回路75、圧力センサ76の検出値のタイムチャートである。

【0058】そこで、上記構成のものにあってはジェット噴流射用の加圧液体を自動的に送出するローラポンプ73、フットスイッチ74を備えた加圧液体の自動送出手段71を設けたので、内視鏡1の挿入部2を患者の大腸内に挿入する際に、医者の操作性を向上させることができる。

【0059】さらに、加圧用チューブ14にローラポンプ73からの吐出圧力を検出す圧力センサ76を設け、ローラポンプ73からの吐出圧力の検出データが圧力設定部79による設定値を越えた場合にはポンプ駆動回路75を作動し、ローラポンプ73の駆動を停止させるようにしたので、患者に対する安全性を高めることもできる。

【0060】また、図9は本発明の第5の実施例を示すものである。なお、第1～第4の各実施例ではジェット推進用の加圧流体を供給する加圧用チューブを内視鏡1の挿入部2の外に設けた構成のものを示したが、本実施例では内視鏡1内の管路をジェット推進用の加圧流体を供給する供給管路81として利用する構成にしたものである。

【0061】すなわち、本実施例では内視鏡1の挿入部2の先端部6に略し字状の連通孔82が形成されている。この連通孔82の一方の開口端部82aは先端部6の後端面に開口され、他方の開口端部82bは先端部6の外周面に開口されている。

【0062】また、連通孔82の開口端部82aには連結バイブ3の他端部には挿入部2の可撓管4および弯曲部5内に配設された供給管路81の先端部が連結されている。この供給管路81の手元側の基部には第1の実施例と同様に例えば生理食塩水等の液体を充填した液体送出手段としてのシリジン21、或いは第4の実施例の自動送出手段71が連結されている。

【0063】さらに、先端部6の外周面には第3の実施例と同じく雄ねじ部84が設けられ、この雄ねじ部84に内視鏡1の挿入装置85の略リング状のフード86が着脱自在に設けられている。ここで、挿入装置85のフード86の先端部内周面には内視鏡1の雄ねじ部84に着脱可能に螺着されるねじ穴部87が形成されている。

【0064】また、フード86の内周面にはねじ穴部87の後部側に軸心方向に沿って延設された切り込み溝88が形成されている。この切り込み溝88の内端部は連通孔82の開口端部82bに連通されている。さらに、この切り込み溝88の外端部はフード86の後端面に開

口されたジェット噴射用の噴射口88aに連絡されている。そして、供給管路81を通して供給される推進用の加圧液体が連通孔82内を通してフード86の切り込み溝88内に導かれ、この切り込み溝88の噴射口88aから内視鏡1の後方側へ向けて噴出されることにより、大腸内に於いて内視鏡1にジェット推進力を与える噴出手段89が形成されている。

【0065】また、フード86の外周面にはパルーン90が装着されている。このパルーン90の前端部はフード86の前部外周面に固定され、このパルーン90の後端部はフード86の後部外周面に固定されている。

【0066】さらに、パルーン90の後方固定部にはパルーン90の内部に空気等を供給するパルーン用チューブ91の先端部が連結されている。このパルーン用チューブ91の基部部は内視鏡1の手元側に導かれ、第1の実施例と同じく空気等を充填したシリジン21に接続されている。そして、シリジン21からパルーン用チューブ91を通して送られる空気等がパルーン90の内部に供給され、パルーン90が膨脹されるようになっており、このパルーン90の膨脹動作にともない噴出手段89の周囲を流体で満たす充满手段92が形成されている。

【0067】次に、上記構成の作用について説明する。まず、内視鏡1における挿入部2の先端部6の雄ねじ部84に内視鏡1の挿入装置85のフード86をねじ込み固定し、挿入装置85を内視鏡1に装着する。このとき、フード86の切り込み溝88の内端部は連通孔82の開口端部82bに連通されている。

【0068】この状態で、第1の実施例と同じく内視鏡1の挿入部2が患者の肛門22から直腸23内に押し込まれ、大腸内のS字状結腸24の入口に到達される。その後、手元側シリジン21の操作でパルーン90が膨脹され、大腸壁と固定される。

【0069】統いて、弱い圧力で生理食塩水が供給管路81、連通孔82、フード86の切り込み溝88内を順次経由して大腸内に注入され、大腸内におけるパルーン90より下流側の部分が水で満たされる。

【0070】次に、強い圧力で生理食塩水が供給管路81、連通孔82、フード86の切り込み溝88内を順次経由してフード86の噴射口88aから内視鏡1の後方側へ向けてジェット流として噴射される。

【0071】このときの生理食塩水のジェット噴射により内視鏡1の挿入部2に推進力が加えられるので、内視鏡1の挿入部2の先端部6が屈曲したS字状結腸24を通過される。

【0072】そこで、上記構成のものにあってもフード86の噴射口88aから内視鏡1の挿入部2の後方側へ向けて生理食塩水の加圧流体を噴出されることにより、内視鏡1の挿入部2を患者の大腸内に挿入する際に、内

視鏡1の挿入部2に從来に比べて十分な推進力を与えることができる、第1の実施例と同様に内視鏡1の挿入性を効果的に高めることができる。

【0073】さらに、本実施例では内視鏡1内の管路をジェット推進用の加圧流体を供給する供給管路81として利用しているので、内視鏡1の挿入部2の外部側にジェット推進用の加圧流体を供給する加圧用チューブを設ける場合に比べて挿入装置85の取り扱いが容易となる。

【0074】また、加圧用チューブを内視鏡1の挿入部2の外部側に外付けしていないので、内視鏡1の挿入部2を患者の大腸内に挿入する際に、加圧用チューブが大腸壁に当接するおそれがなく、大腸壁に対する影響も軽減される。

【0075】尚、上記第1～第5の各実施例では内視鏡1の挿入装置を大腸のS字状結腸24を乗り越えて挿入する際の挿入補助として使用した例を示したが、これに限定されるものではなく、小腸等の各種生体管路に挿入する際の挿入補助として使用する構成にしてもよい。また、内視鏡1以外のカテーテル等の処置具の挿入装置にも応用できる。さらに、医療用挿入具以外の工業用内視鏡等の挿入装置として用いてもよい。

【0076】また、図10(A)、(B)は本発明の第6の実施例を示すものである。本実施例では内視鏡101の挿入部102における先端部103の外周面の前後にそれぞれ複数の突出部104、105が突起され、前部側の突出部104の前面に吸引口106、後部側の突出部104の後面に噴出口107がそれぞれ形成されている。

【0077】さらに、挿入部102の先端部103の外周面にはパルーン108が装着されている。また、内視鏡101の挿入部102の内部には吸引口106に連通する吸引ルーメン109および噴出口107に連通する給水ルーメン110がそれぞれ形成されているとともに、パルーン108の内部に空気等を供給する図示しない給気ルーメンが形成されている。

【0078】上記吸引ルーメン109、給水ルーメン110は内視鏡101の手元側に設けたポンプ111と連結されている。そして、ポンプ111の駆動時には吸引口106より吸入した液体が吸引ルーメン109、ポンプ111を介して給水ルーメン110に供給され、内視鏡101の先端側の噴出口107から後端側へ放出されるようになっている。

【0079】また、給気ルーメンの手元側には例えば第1の実施例のシリジング21等の適宜の送気手段が連結されており、手元側の送気手段からの操作でパルーン108を膨脹可能になっている。

【0080】次に、上記構成の作用について説明する。まず、第1の実施例と同じく内視鏡101の挿入部102が患者の肛門22から直腸23内に押し込まれ、大腸内のS字状結腸24の入口に到達される。その後、手元

側のシリジング21の操作でパルーン108が膨脹され、大腸壁に固定される。

【0081】続いて、ポンプ111を利用して手元側から弱い圧力で生理食塩水が給水ルーメン110内に供給される。そのため、この生理食塩水は給水ルーメン110内を通り、噴出口107から大腸内に注入されるので、大腸内におけるパルーン1080より下流側の部分が水で満たされる。

【0082】次に、ポンプ111を利用して手元側から強い圧力で生理食塩水が連続的、あるいは断続的に注入される。すると、生理食塩水は給水ルーメン110内を通り、噴出口107から内視鏡1の後方側へ向けてジェット流として噴射される。

【0083】このときの生理食塩水のジェット噴射により内視鏡101の挿入部102に推進力が加えられるので、内視鏡101の挿入部102が患者の大腸内に挿入される。

【0084】そこで、上記構成のものにあっても内視鏡101の挿入部102における先端部103の突出部104の噴出口107から内視鏡101の挿入部102の後方側へ向けて生理食塩水の加圧流体を噴出させることにより、内視鏡101の挿入部102を患者の大腸内に挿入する際に、内視鏡101の挿入部102に從来に比べて十分な推進力を与えることができる、第1の実施例と同様に内視鏡101の挿入性を効果的に高めることができる。

【0085】さらに、本実施例ではポンプ111の駆動時には吸引口106より吸入した液体が吸引ルーメン109、ポンプ111を介して給水ルーメン110に供給され、内視鏡101の先端側の噴出口107から後端側へ放出されるので、大腸内の圧力変化を少なくすることができます。

【0086】また、図11(A)、(B)は本発明の第7の実施例を示すものである。本実施例は血管120内に挿入される血管内視鏡121への応用例を示すものである。ここで、血管内視鏡121の挿入部122における先端部123の外周面には自走装置124が着脱自在に装着されている。

【0087】この自走装置124の前方側には吸引口125が、又後方側には噴出口126がそれぞれ設けられている。さらに、自走装置124には吸引口125から液体を吸引し、噴出口126から噴出するためのプロペラ127およびこのプロペラ127の駆動モータ128が内蔵されている。

【0088】又、挿入部122の先端部123の外周面にはパルーン129が装着されている。この場合、内視鏡121の挿入部122の内部にはパルーン129の内部に空気等を供給する図示しない給気管路が配設されている。

【0089】次に、上記構成の作用について説明する。

まず、血管内視鏡121の挿入部122を血管120内へ挿入し、図11(B)に示すようにバルーン129を膨脹させる。統いて、手元側の操作で駆動モータ128を駆動させ、プロペラ127を回転させる。

【0090】これにより、血管120内の血液は自走装置124の吸引口125から吸入され、噴出口126から噴出される。このときの血液の噴射圧力により、内視鏡121の挿入部122には推進力が得られ、血管120内で前進される。

【0091】そこで、上記構成のものにあっては自走装置124の噴出口126から内視鏡121の挿入部122の後方側へ向けて血液を噴出させることにより、内視鏡121の挿入部122を患者の血管120内で前進させる際に、内視鏡121の挿入部122に十分な推進力を与えることができるので、第1の実施例と同様に内視鏡121の挿入性を効果的に高めることができる。

【0092】さらに、本実施例では自走装置124内のプロペラ127の駆動時には吸引口125より自走装置124内に吸入された血液が噴出口126から後端側へ放出されるので、血管120内の圧力変化を少なぐすることができる。

【0093】また、図12は加圧気体により自走する自走式内視鏡131を示すものである。この自走式内視鏡131の挿入部132には先端側に大径部133が形成されている。この大径部133の内部には加压室134が形成されている。

【0094】さらに、この大径部133の後端面には加压室134と連通する噴気口135が設けられている。また、内視鏡131の挿入部132の内部には給気ルーメン136および吸引ルーメン137がそれぞれ形成されている。

【0095】ここで、給気ルーメン136の先端部は加压室134と連通されている。さらに、吸引ルーメン137の先端部は挿入部132における大径部133よりも後部外周面に形成された吸引口138に連通されている。

【0096】また、図13に示すように自走式内視鏡131の手元側の操作部139には光源装置140と、気体を吸排出する給気、吸引器141とがそれぞれ接続ケーブルを介して接続されている。

【0097】次に、上記構成の作用について説明する。まず、図13に示すように患者の肛門142から大腸143内に自走式内視鏡131が挿入される。その後、手元側の給気、吸引器141を操作して給気ルーメン136に加圧気体を送り込む。

【0098】ここで、自走式内視鏡131の手元側から送られる気体は給気ルーメン136を通して加压室134に導かれ、噴気口135から推進用ジェット流として噴出される。そのため、このときの噴気口135からのジェット噴射により内視鏡131は大腸143内を自

走する。また、噴出された気体は吸引口138から吸引され、吸引ルーメン137を通して手元側の給気、吸引器141で回収される。

【0099】そこで、上記構成のものにあっては自走式内視鏡131の噴気口135からのジェット噴射により内視鏡131を牽引する推進力を発生することができ、内視鏡131を早く確実に大腸143内に挿入することができる。

【0100】また、自走式内視鏡131の噴気口135から放出されたジェット噴射用の気体は吸引口138から吸引ルーメン137を通して手元側の給気、吸引器141で回収されるので、大腸143内の圧力変化を少なくすることができ、生体に対する安全性を高めることができ。

【0101】なお、図14に示す自走式内視鏡131の第1の変形例のように自走式内視鏡131の噴気口135の後方に圧力センサ144を設け、気体の噴出圧力を手元側でモニタしても良い。これにより、生体に対する安全性を一層高めることができ、確実に内視鏡131を挿入可能となる。

【0102】また、図15は自走式内視鏡131の第2の変形例を示すものである。本変形例では自走式内視鏡131の挿入部132における大径部133の先端に加压室134に連通されるノズル151が設けられている。

【0103】さらに、大径部133の外周面上には加压室134に連通されるサイドルーメン152が設けられている。また、大径部133の噴気口135、ノズル151およびサイドルーメン152にはそれぞれ閉鎖用の電磁弁153が設けられている。各電磁弁153は手元側の操作でそれぞれ閉鎖動作が制御されるようになっている。

【0104】次に、上記構成の作用について説明する。本変形例の自走式内視鏡131ではノズル151およびサイドルーメン152の電磁弁153が閉状態、噴気口135の電磁弁153が開状態でそれぞれ保持されている状態で、図13の自走式内視鏡131と同様に噴気口135からの気体放出により内視鏡131が大腸143内を自走する。

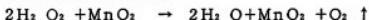
【0105】また、手元側からの電磁弁153の操作で、ノズル151および噴気口135の電磁弁153が閉状態、サイドルーメン152の電磁弁153が開状態にそれぞれ切換えられ、サイドルーメン152から気体を放出することにより、内視鏡131の大径部133が湾曲駆動される。

【0106】さらに、噴気口135およびサイドルーメン152の電磁弁153が閉状態、ノズル151の電磁弁153が開状態にそれぞれ切換えられ、ノズル151から気体を放出することにより、内視鏡131の大径部133の先端面のレンズ上の水滴を吹き飛ばすことがで

きる。

【0107】したがって、本変形例の自走式内視鏡131では噴気口135からの気体放出により内視鏡131を大腸143内で自走させることができるとともに、内視鏡131の大径部133を弯曲操作させることができるとともに、内視鏡131の大径部133の先端面のレンズ上の水滴の吹き飛ばしができ、内視鏡131の操作性を一層高めることができる。

【0108】また、図16は自走式内視鏡131の第3の変形例を示すものである。これは、内視鏡131の挿入部132の先端に配設された大径部133の噴気口135に開閉用の電磁弁153を設けるとともに、加圧室134の内部に圧力センサ161と、給気ルーメン136と連通する連結パイプ162とを設けたものである。\*



水と酸素が生成される。

【0112】さらに、圧力センサ161で加圧室134内の圧力をモニタしておき、酸素による加圧室134内の加圧が十分行われた時点で、電磁弁153を解放する。すると、加圧室134内の酸素は噴気口135から急激に放出され、ジェット流となり、内視鏡131の推進力が得られる。

【0113】そこで、上記構成のものにあっては図13の自走式内視鏡131のように加圧気体を送り込むポンプ等が不要になるので、自走式内視鏡131のシステム全体の構成操作が簡単となる。

【0114】また、図17(A)、(B)はさらに別の構成の内視鏡171を示すものである。この内視鏡171の挿入部172内には軸心方向に延設されたチャンネル173が形成されている。このチャンネル173の先端開口部は封止キャップ174によって封止されている。

【0115】さらに、挿入部172の先端側には挿入部172の外周面側とチャンネル173内との間を連通する連通孔175が穿設されている。この連通孔175はチャンネル173側から挿入部172の外周面側に向けて内視鏡171の挿入方向に対して斜め後ろ向きに傾斜状態で形成されており、この連通孔175の先端部に噴出口175aが形成されている。

【0116】また、チャンネル173内にはジェル移送用パイプ176が挿入されている。このジェル移送用パイプ176の先端部はチャンネル173内から連通孔175内に導かれ、連通孔175の噴出口175aの位置まで延出されている。

【0117】さらに、このジェル移送用パイプ176の基端部側は図17(B)に示すように内視鏡171の外部に延出され、内視鏡171の外部のジェルタンク177に連結されている。このジェルタンク177内には適度の粘性を有するゼリーラー状のジェル178が収容されている。

\* 【0109】ここで、連結パイプ162はMnO<sub>2</sub>によって形成されている。また、給気ルーメン136にはH<sub>2</sub>O<sub>2</sub>の供給タンクが連結され、H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>が供給されるようになっている。

【0110】次に、上記構成の作用について説明する。まず、患者の肛門142から大腸143内で自走式内視鏡131が挿入される。その後、噴気口135の電磁弁153を閉じた状態で、内視鏡131の手元側から給気ルーメン136内を通してH<sub>2</sub>O<sub>2</sub>が加圧室134内に送り込まれる。

【0111】ここで、加圧室134内に送り込まれたH<sub>2</sub>O<sub>2</sub>は連結パイプ162のMnO<sub>2</sub>と次の化学式通り反応し、

【0118】このジェルタンク177にはジェル加圧、吸引ポンプ179が接続されている。そして、このジェル加圧、吸引ポンプ179によってジェルタンク177内が加圧され、或いはジェルタンク177内に吸引力が加えられるようになっている。

【0119】次に、上記構成の作用について説明する。まず、ジェル加圧、吸引ポンプ179がジェル加圧側に作動された場合にはジェルタンク177内のジェル178がジェル移送用パイプ176内に送り出される。このジェル178はジェル移送用パイプ176内を通り、内視鏡171の挿入部172の噴出口175aから外部側に噴出される。

【0120】このとき、挿入部172の噴出口175aから外部側に噴出されたジェル178は分散されず、その大部分が図17(A)に示すように内視鏡171の挿入部172が挿入された管腔の内壁面180における噴出口175aの近傍部位に集まつた状態で残留される。そのため、噴出口175aの外に先に噴出されたジェル178がその後から噴出されるジェル178によって内視鏡171の挿入方向に対して斜め後ろ向きに押圧されるので、このときのジェル178の押圧力によって内視鏡171の挿入部172は管腔の内壁面180に沿って前進される。

【0121】また、内視鏡171の挿入部172が所望の位置まで挿入された後、ジェル加圧、吸引ポンプ179をジェル吸引側に作動させることにより、噴出口175aの外のジェル178をジェル移送用パイプ176内を通して吸引し、回収することができる。

【0122】さらに、ジェル178の吸引回収後、ジェル移送用パイプ176をチャンネル173内から取り外すことにより、チャンネル173内を空にすることができます。そのため、この状態で、空のチャンネル173内に適宜の処置具を挿入することにより、内視鏡171の挿入部172が挿入される管腔内に内視鏡171のチャンネル173内を通してこの処置具を導き、管腔内を処

置することができる。

【0123】そこで、上記構成のものにあっては複雑な形状の管腔内への内視鏡171の挿入部172の挿入を安全、かつ容易に行なうことができる。また、既存の内視鏡171のチャンネル173をそのまま使用できるので、内視鏡171の挿入装置を安価に製造することができ、コスト低下を図ることができる。

【0124】また、図18は図17とは異なる構成の内視鏡191を示すものである。この内視鏡191の挿入部192内には軸心方向に延設されたチャンネル193が形成されている。このチャンネル193の先端部側の内周面には一对の固定ピン194、194が突設されている。

【0125】さらに、チャンネル193の先端部側には固定ピン194、194よりも前方に移動キャップ195がチャンネル193に沿って軸心方向に摺動可能に配設されている。この移動キャップ195はばね部材196、196を介して固定ピン194、194に弾性的に接続されている。

【0126】また、移動キャップ195の外側にはワイヤ197の基端部が固定されている。このワイヤ197の先端部はチャンネル193内を通じ、チャンネル193の外部側に延出され、外部の吸着部材198に固定されている。

【0127】また、内視鏡191の挿入部192の外周面には圧力センサ199が接着されている。さらに、この圧力センサ199の周囲はジェル等の吸着材200で覆われている。

【0128】また、チャンネル193の基端部側には送気ポンプ201に基端部が連結された送気チューブ202の先端部が連結されている。この送気ポンプ201は制御装置203に接続されている。さらに、この制御装置203には圧力センサ199が接続されている。

【0129】次に、上記構成の作用について説明する。まず、内視鏡191の挿入部192が検査対象の管腔内に挿入された状態で、内視鏡191の挿入部192の外周面の吸着材200を介して挿入部192を検査対象の管腔の内壁面204に接触させることにより、挿入部192は吸着材200を介して管腔の内壁面204に吸着される。このとき、圧力センサ199の出力は予め設定されたしきい値を越え、オン操作される。

【0130】そして、この圧力センサ199の出力信号が制御装置203に入力されると制御装置203によって送気ポンプ201が駆動される。この送気ポンプ201の駆動時には送気ポンプ201から送気チューブ202を通してチャンネル193内に送気される。

【0131】さらに、この送気圧によってチャンネル193内の移動キャップ195が前進される。この移動キャップ195の前進動作にともないワイヤ197の先端の吸着部材198が前方へ移動操作される。

【0132】また、吸着部材198が前方へ移動操作されたのち、この吸着部材198が検査対象の管腔の内壁面204に貼り付けられる。この状態で、ばね部材196、196の復元力によって内視鏡191の挿入部192が前進を開始する。すると、圧力センサ199の出力がしきい値よりも下るので、オフ操作される。さらに、この圧力センサ199のオフ操作に連動して送気ポンプ201の駆動が停止される。

【0133】また、送気ポンプ201の駆動が停止されたのち、挿入部192は吸着材200を介して管腔の内壁面204に吸着されるので、以後は上記一連の動作が繰り返され、内視鏡191の挿入部192が管腔の内壁面204に沿って前進される。

【0134】そこで、上記構成のものにあっては図17の内視鏡171と同様に複雑な形状の管腔内への内視鏡171の挿入部172の挿入を安全、かつ容易に行なうことができる。

【0135】また、図19は図17、図18とは異なる構成の内視鏡211を示すものである。この内視鏡211の挿入部212の先端部外周面には可撓性チューブ213が対向する向き（反対向き）にそれぞれ5本ずつ突設されている。ここで、挿入部212の両側の各可撓性チューブ213は軸心方向に沿って並設されている。

【0136】さらに、各可撓性チューブ213は水分を吸収すると吸着する材料によって形成されている。そして、各可撓性チューブ213の基端部は挿入部212の先端部外周面にそれぞれ接着固定されている。

【0137】また、挿入部212の内部には一对の送氣用パイプ214および一对の送水用パイプ215が配設されている。各送気用パイプ214および各送水用パイプ215には図20に示すように各可撓性チューブ213内に延出される分岐送気パイプ216、分岐送水パイプ217が連結されている。ここで、分岐送気パイプ216の先端部は各可撓性チューブ213の先端の噴出口216aに連結されている。さらに、分岐送水パイプ217の先端部は各可撓性チューブ213の先端部近傍位まで延出され、封止されている。

【0138】また、各送気用パイプ214の手元側は送気ポンプ218に連結され、各送水用パイプ215の手元側は送水ポンプ219に連結されている。さらに、送気ポンプ218および送水ポンプ219は制御装置220に接続されている。

【0139】次に、上記構成の作用について説明する。まず、送気ポンプ218および送水ポンプ219が両方とも停止状態で保持されている場合には図21（A）に示すように内視鏡211の挿入部212の各可撓性チューブ213の先端部外周面が検査対象の管腔の内壁面221に接触された初期状態で保持される。

【0140】また、内視鏡211の前進動作時には初期状態のままの状態で、まず送水ポンプ219が駆動され

19

る。この送水ポンプ219が駆動されると、各送水用パイプ215を通して各可撓性チューブ213の分岐送水パイプ217内に送水され、各可撓性チューブ213の分岐送水パイプ217内が加圧される。そのため、分岐送水パイプ217内の加圧により、各可撓性チューブ213が図21(B)に示すように真っ直ぐに延ばされた状態で硬化される。このとき、各可撓性チューブ213が真っ直ぐに延ばされた状態に変形する際に検査対象の管腔の内壁面221を各可撓性チューブ213が押圧する力の反応によって内視鏡211の挿入部212が前進される。

【0141】統いて、送気ポンプ218が駆動される。この送気ポンプ218の駆動時には送気用パイプ214を通して各可撓性チューブ213の分岐送水パイプ216に送気され、図21(C)に示すように各可撓性チューブ213の先端の噴出口216aから外部に加圧空気が噴出される。これにより、各可撓性チューブ213と管腔の内壁面221との間の接触部分が離れる。

【0142】次に、送水ポンプ219および送気ポンプ218の駆動を停止することにより、各可撓性チューブ213が柔らかくなり、図21(D)に示すように各可撓性チューブ213の先端部外周面が検査対象の管腔の内壁面221に接触された初期状態に戻る。

【0143】したがって、以後は図21(A)～(D)の上記一連の動作が繰り返されることにより、内視鏡211の挿入部212が管腔の内壁面221に沿って前進される。

【0144】そこで、上記構成のものにあっては図17の内視鏡171と同様に複雑な形状の管腔内への内視鏡211の挿入部212を安全、かつ容易に行なうことができる。

【0145】また、可撓性チューブ213の先端部外周面を検査対象の管腔の内壁面221に吸着させる代りに、内視鏡211の挿入部212の内部に配設されたチャンネルを使い、送気ポンプと吸引ポンプとを使用して可撓性チューブ213からの送気、吸引を行なう構成にしてもよい。この場合には既存の内視鏡のチャンネルを使用できるので、コストを低減でき、挿入部212の細径化を図ることができる。

【0146】なお、本発明は上記各実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

#### 【0147】記

(付記項1) 内視鏡、カテーテル等の管内挿入具の挿入装置において、上記管内挿入具の先端側から後方側へ向けて加圧液体を噴出させる噴出手段と、上記噴出手段の周囲を液体で満たす充満手段とから構成される事を特徴とする管内挿入具の挿入装置。

#### 【0148】(付記項2) 上記噴出手段、充満手段が

20

挿入具に対して着脱自在である事を特徴とする付記項1に記載の管内挿入具の挿入装置。

(付記項2の作用) 内視鏡等の既存の体内挿入具に、挿入装置本体を着脱するようにしたものです。

【0149】(付記項2の効果) 既存の内視鏡を流用でき、また消毒、滅菌、洗浄性を向上させることができる。

(付記項3) 充満手段が挿入具前方に設けたバルーンである事を特徴とする付記項1に記載の管内挿入具の挿入装置。

【0150】(付記項3の目的) 既存の内視鏡を流用でき、消毒、滅菌、洗浄性を向上させることができる管内挿入具の挿入装置を提供することにある。

(付記項3の作用) 内視鏡等の既存の体内挿入具に、挿入装置本体を着脱するようにしたものです。

【0151】(付記項3の効果) 既存の内視鏡を流用でき、また消毒、滅菌、洗浄性を向上させることができる。

(付記項4) 管内挿入具が内視鏡によって形成され、かつ噴出手段が、前記内視鏡先端に設けたフードに組み込まれている事を特徴とする付記項1に記載の管内挿入具の挿入装置。

【0152】(付記項4の目的) 既存の内視鏡を流用でき、消毒、滅菌、洗浄性を向上させることができる管内挿入具の挿入装置を提供することにある。

(付記項4の作用) 内視鏡等の既存の体内挿入具に、挿入装置本体を着脱するようにしたものです。

【0153】(付記項4の効果) 既存の内視鏡を流用でき、また消毒、滅菌、洗浄性を向上させることができる。

(付記項5) 噴出手段が加圧液体を断続的に噴出する機構を有する付記項1に記載の管内挿入具の挿入装置。

【0154】(付記項5の目的) 既存の内視鏡を流用でき、消毒、滅菌、洗浄性を向上させることができる管内挿入具の挿入装置を提供することにある。

(付記項6) 噴出手段が挿入具内に設けた加圧管路を使用する事を特徴とする付記項1に記載の管内挿入具の挿入装置。

【0155】(付記項6の目的) 装置全体の構成を簡略化することができる管内挿入具の挿入装置を提供することにある。

(付記項6の作用) 内視鏡等の体内挿入具の管路を介して、推進用の加圧液体を送り込むようにしたものです。

【0156】(付記項6の効果) 挿入装置全体の構成を簡略化させることができる。

(付記項7) 加圧液体を噴出すると同時に、噴出した液体を回収する手段を具備する事を特徴とする付記項1に記載の管内挿入具の挿入装置。

【0157】(付記項7の目的) 生体に対する安全性

50

を向上させることができる管内挿入具の挿入装置を提供することにある。

(付記項7の作用) 加圧液体を噴出すると同時に、これを回収するようにしたものである。

(付記項7の効果) 生体に対する安全性を向上させることができる。

#### [0158]

【発明の効果】本発明によれば管内挿入具の管内挿入時には充満手段によって噴出手段の周囲を液体で満たした状態で、挿入具の先端から後方側へ向けて加圧液体を噴出するようにしたので、内視鏡等の管内挿入具の十分な推進力を発生でき、内視鏡等の管内挿入具の挿入性を向上させることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の実施例を示すもので、(A)は内視鏡の側面図、(B)は内視鏡の挿入部の先端面を示す平面図。

【図2】 (A)は内視鏡の挿入装置の初期状態を示す側面図、(B)は内視鏡の挿入装置の動作状態を示す側面図。

【図3】 内視鏡の挿入装置の動作を説明する説明図。

【図4】 第1の実施例の変形例を示す概略構成図。

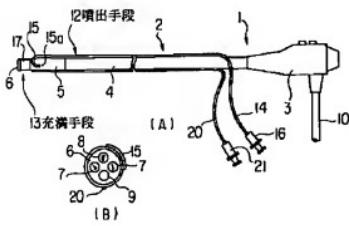
【図5】 本発明の第2の実施例を示す内視鏡の挿入装置の側面図。

【図6】 本発明の第3の実施例を示すもので、(A)は内視鏡の側面図、(B)は内視鏡の挿入部の先端部に配設された先端リングの装着状態を示す縦断面図、(C)は(B)のL<sub>1</sub> - L<sub>1</sub>: 縦断面図、(D)は(B)のL<sub>2</sub> - L<sub>2</sub>: 縦断面図。

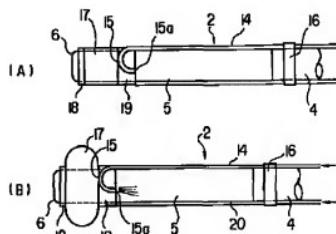
【図7】 本発明の第4の実施例を示す全体の概略構成図。

【図8】 は第4の実施例のフットスイッチ、ポンプ駆動

【図1】



【図2】



力、圧力センサの駆動パターンを示すタイムチャート。

【図9】 本発明の第5の実施例の要部構成を一部破断して示す側面図。

【図10】 本発明の第6の実施例を示すもので、(A)は全体の概略構成図、(B)は動作状態を示す概略構成図。

【図11】 本発明の第7の実施例を示すもので、(A)は内視鏡の挿入装置の要部の概略構成図、(B)は動作状態を示す概略構成図。

【図12】 自走式内視鏡を一部破断して示す側面図。

【図13】 患者の大腸内に自走式内視鏡を挿入した状態を示す概略構成図。

【図14】 自走式内視鏡の第1の変形例を一部破断して示す側面図。

【図15】 自走式内視鏡の第2の変形例を示す縦断面図。

【図16】 自走式内視鏡の第3の変形例を示す縦断面図。

【図17】 さらに別の構成の内視鏡を示すもので、(A)は内視鏡の要部構成を示す斜視図、(B)は管腔内に内視鏡を挿入した状態を示す概略構成図。

【図18】 図17とは異なる構成の内視鏡を示す概略構成図。

【図19】 図17、図18とは異なる構成の内視鏡を示す概略構成図。

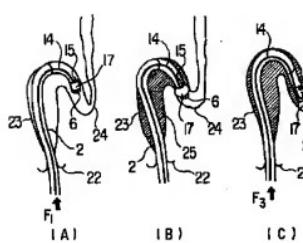
【図20】 図19の内視鏡の要部の斜視図。

【図21】 図19の内視鏡の動作を説明する説明図。

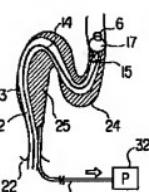
#### 【符号の説明】

- 1, 10 1, 13 1…内視鏡(管内挿入具)、12, 6
- 3, 8 9…噴出手段、13, 6 6, 9 2…充満手段、1
- 2 1…血管内視鏡(管内挿入具)。

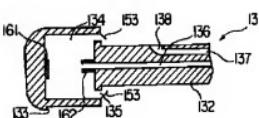
【図3】



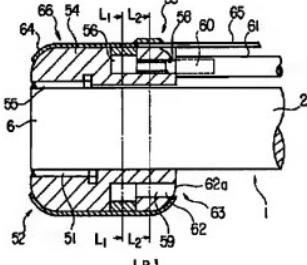
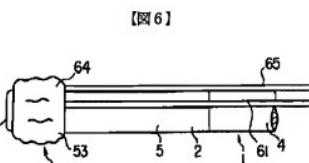
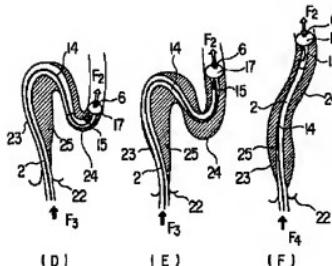
【図4】



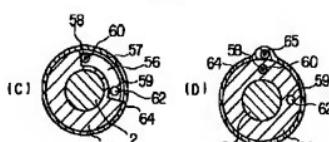
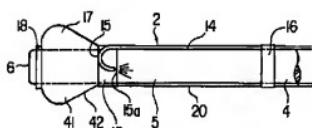
【図16】



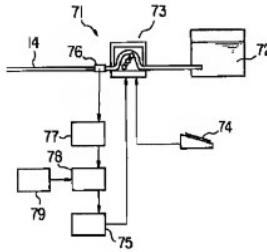
【図6】



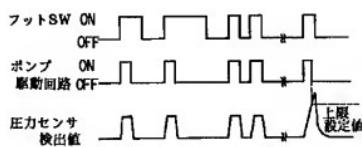
【図5】



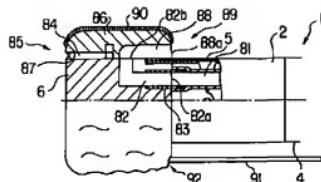
【図7】



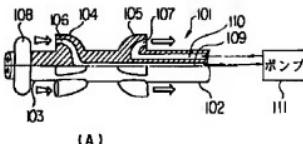
【図8】



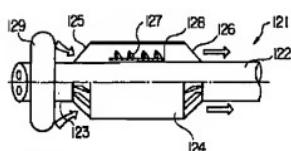
【図9】



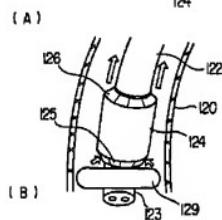
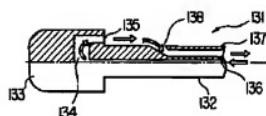
【図10】



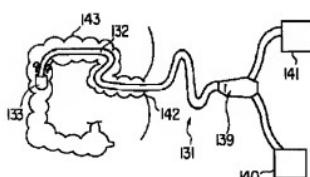
【図11】



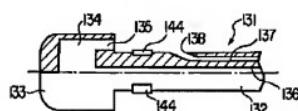
【図12】



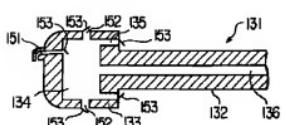
【図13】



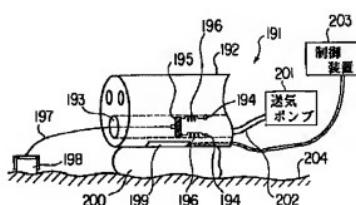
【図14】



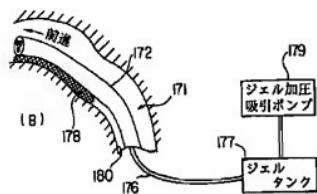
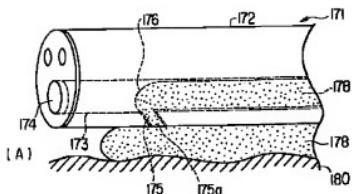
【図15】



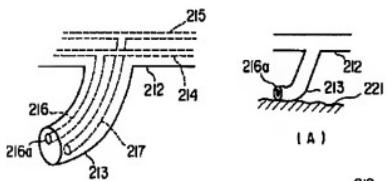
【図16】



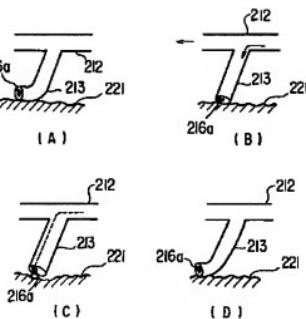
【図17】



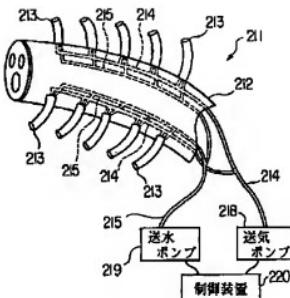
【図20】



【図21】



【図19】



KOKAI (Japanese Unexamined Patent Publication)  
No. 7-313443

Title of the Invention:

Insertion Device of Inserting Insertion Tool into

Pipe

Publication Date: December 5, 1995

Patent Application No. 6-108548

Filing Date: May 23, 1994

Applicant: Olympus Optical Co., Ltd.

Inventors:

Isami Hirao

Yasuhiro Ueda

Agent: Attorney Takehiko Suzue

[Title of the Invention]

Insertion Device of Inserting Insertion Tool into  
Pipe

[Abstract]

[Object]

A principal object of the present invention is to effectively enhance the insertion property of inserting an insertion tool such as an endoscope into a pipe by generating a sufficiently strong drive force.

[Constitution]

An insertion device includes: an ejection means 12 for ejecting a pressurized fluid from a forward end side of an endoscope 1 to a backward side; and a filling means 13 for filling a periphery of the ejection means 12 with liquid.

[Claim]

[Claim 1]

An insertion device of inserting an insertion tool into a pipe including: an ejection means for ejecting a pressurized fluid from a forward end side of a pipe insertion tool to a backward side; and a filling means for filling a periphery of the ejection means with liquid.

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Field of Application]

The present invention relates to a pipe insertion device of inserting a pipe insertion tool for medical treatment use such as an endoscope, which is used for observing a body cavity, or a medical treatment tool used for conducting a medical treatment. Alternatively, the present invention relates to a pipe insertion device of automatically inserting a pipe insertion tool for industrial use such as an industrial endoscope, which

conducts an inspection of a water pipe or gas pipe, into a pipe.

[0002]

[Prior Art]

In general, the living organism cavity of a human body, for example, the large intestine or the small intestine is long and bend complicatedly. Therefore, when an endoscope and others are inserted into the living organism cavity, operation is difficult and takes time in many cases. When a pipe insertion tool for medical use such as an endoscope is inserted into the living organism cavity, it is necessary for an operator to have experience and skill. Further, it is necessary for the pipe insertion tool to be flexible.

[0003]

For the purpose of enhancing the insertion property of inserting a pipe insertion tool such as an endoscope for medical use into a body cavity, the official gazette of JP-A-3-272729 discloses an endoscope.

[0004]

In this endoscope, on a forward end face or a side of an insertion portion which is inserted into a human's body, an ejecting hole is formed, from which fluid sent from the operator's side is ejected in an obliquely backward direction with respect to an inserting direction of the endoscope. At the time of inserting the endoscope into a human's body, fluid is ejected from the above ejecting hole in the obliquely backward direction with respect to the insertion direction of the endoscope. Due to the foregoing, a drive force is given to the endoscope in the inserting direction. Therefore, the insertion property of inserting the endoscope can be enhanced.

[0005]

[Problem that the Invention is to Solve]

However, according to the conventional constitution described above, a periphery of an insertion portion in a pipe cavity into which an endoscope is inserted is substantially filled with gas. Therefore, even when fluid such as water is ejected from an ejection hole of the endoscope into the pipe cavity, there is a possibility that a sufficiently strong drive force of driving the endoscope can not be obtained. Therefore, it is difficult to effectively enhance the insertion property of inserting an insertion tool such as an endoscope into a human's body.

[0006]

The present invention has been accomplished in view of the above circumstances. An object of the invention is to provide an insertion device of inserting a pipe insertion tool capable of effectively enhancing the insertion property of inserting an insertion tool such as

an endoscope into a pipe by generating a sufficiently strong drive force.

[0007]

[Means for Solving the Problems]

An insertion device of the present invention includes: an ejection means for ejecting a pressurized fluid from a forward end side of a pipe insertion tool to a backward side; and a filling means for filling a periphery of the ejection means with liquid.

[0008]

[Mode of Operation]

At the time of inserting a pipe insertion tool into a pipe, when a pressurized fluid is ejected from a forward end of the pipe insertion tool onto a backward side under the condition that a periphery of an ejecting means is filled with liquid by a filling means, the pipe insertion tool such as an endoscope can be given a sufficiently strong drive force.

[0009]

[Embodiment]

Referring to Figs. 1(A) to 3(F), the first embodiment of the present invention will be explained below. Fig. 1(A) is a view showing an example in which the present invention is applied to an endoscope 1, which is a pipe insertion tool, used for inspecting the large intestine. This endoscope 1 used for inspecting the large intestine includes: an insertion portion 2 inserted into the large intestine of a patient; and an operation portion 3 connected to a base end portion on an operator's side of the insertion portion 2.

[0010]

In the insertion portion 2, a long flexible pipe (coil) 4 capable of being flexibly deformed is provided in the insertion portion 2. On a forward end side of this flexible pipe 4, a forward end portion 6 is connected through a curved portion 5 capable of being operated by the operation portion 3 on the operator's side by remote control so that the curved portion 5 can be curved. As shown in Fig. 1(B), on a front end face of this forward end portion 6, a pair of cover lenses 7 of an illumination optical system, an objective lens 8 of an observation optical system and a forceps 9 are arranged.

[0011]

Further, the operation portion 3 is connected to one end portion of a universal cord 10. The other end portion of this universal cord 10 is detachably connected to a light source device not shown through a connector not shown.

[0012]

An insertion device 11 is attached to the insertion portion 2 of the endoscope 1. This insertion device 11

includes: an ejecting means 12 for ejecting a pressurized fluid from the forward end side of the insertion portion 2 of the endoscope 1 to the backward side; and a filling means 13 for filling a periphery of this ejecting means 12 with fluid.

[0013]

In this case, in the ejecting means 12, a tube 14 for pressurizing is provided. An intermediate portion of this tube 14 for pressurizing is extended being laid along a flexible pipe portion 4 of the insertion portion 2 of the endoscope 1 from the operator's side of the insertion portion 2 of the endoscope 1 to the curved portion 5. This intermediate portion of the tube 14 for pressurizing is fixed at an appropriate position on the outer circumferential face of the flexible pipe portion 4 with a tape 15 as shown in Fig. 2(A).

[0014]

At a forward end portion of the tube 14 for pressurizing, a substantially J-shaped ejection nozzle portion 15 is provided. Further, to a base end portion on the operator's side of the tube 14 for pressurizing, a syringe 16, which is a liquid sending means, filled with liquid such as physiological saline is connected.

[0015]

The filling means 13 includes a balloon 17 attached to an outer circumferential face of the forward end portion 6 of the insertion portion 2. This balloon 17 is made of a soft thin film material capable of being elastically deformed. This balloon 17 is wound around an outer circumferential face of the forward end portion 6. A front end portion of this balloon 17 is fixed to a front outer circumferential face of the forward end portion 6 through a front fixing ring 18. Further, a rear end portion of the balloon 17 is fixed to a rear portion outer circumferential face of the forward end portion 6 through a rear fixing ring 19.

[0016]

The rear fixing ring 19 of the balloon 17 is connected to a forward end portion of the tube 20 for the balloon to supply air into the balloon 17. A base end portion of the tube 20 for the balloon is led to the operator's side of the endoscope 1 in the same manner as that of the tube 14 for pressurizing and connected to a syringe 21 filled with air. Air sent from the syringe 21 through the tube 20 for the balloon is supplied into the balloon 17. Therefore the balloon 17 is expanded as shown in Fig. 2(B).

[0017]

Further, on an outer circumferential face of the rear fixing ring 19, an ejecting nozzle portion 15 of the tube 14 for pressurizing is fixed by means of adhesion in

such a manner that an ejecting port 15a of the forward end portion of the ejecting nozzle portion 15 is directed to the operator's side of the endoscope 1. When pressurized fluid used for driving, which is supplied through the tube 14 for pressurizing, is ejected from the ejection port 15a of the ejecting nozzle portion 15 toward the rear side of the endoscope 1, the endoscope 1 can be given a jet driving force in the large intestine.  
[0018]

Next, concerning the mode of operation conducted in the above constitution, an example is explained below in which the insertion portion 2 of the endoscope 1 is inserted into the large intestine of a patient. First, at the initial stage of the insertion device 11 attached to the insertion portion 2 of the endoscope 1, the balloon 17 is contracted as shown in Fig. 2(A). Therefore, the balloon 17 is held in a contracted shape, the diameter of which is substantially the same as that of the outer circumferential face of the forward end portion 6 which comes into pressure contact with the outer circumferential face of the forward end portion 6. At this time, pressurized liquid is not ejected from the ejection port 15a of the ejecting nozzle portion 15, that is, no ejection state is maintained.

[0019]

In the case where the insertion portion 2 of the endoscope 1 is inserted into the large intestine of a patient, while the insertion device 11 is being maintained in the initial state, by the commonly used method, as shown by the arrow F<sub>1</sub> in Fig. 3(A), the insertion portion 2 of the endoscope 1 is pushed into the rectum 23 from the anus 22 of the patient. According to this pushing action, the forward end portion 6 of the insertion portion 2 of the endoscope 1 goes over the rectum 23 and arrives at an entrance of the sigmoid colon 24.

[0020]

At the point of time when the forward end portion 6 of the insertion portion 2 arrives at the entrance of the sigmoid colon 24, the syringe 21 filled with air is operated. Air sent from the syringe 21 through the tube 20 for the balloon is supplied into the balloon 17 at the forward end portion 6 of the endoscope 1. Therefore, the balloon 17 is expanded as shown in Fig. 3(B). At this time, the expanded balloon 17 comes into pressure contact with a wall face of the large intestine. Therefore, a circulation of the fluid before and behind the balloon 17 in the large intestine is shut off.

[0021]

Next, the syringe 16, charged with physiological saline, is operated by a weak force. Then, physiological

saline is injected into the large intestine at a low pressure from the syringe 16 through the tube 14 for pressurizing. At this time, the anus 22 is closed with the insertion portion 2 of the endoscope 1. Therefore, a downstream portion 25 of the balloon 17 in the large intestine is filled with physiological saline.

[0022]

Successively, the syringe 16 is operated by a strong force. Therefore, physiological saline is injected into the tube 14 for pressurizing at a high pressure. In this case, a jet stream of physiological saline is ejected from the ejecting port 15a of the ejection nozzle portion 15 of the forward end of the tube 14 for pressurizing from the forward end side of the endoscope 1 to the rear.

[0023]

Therefore, by a jet ejection made by physiological saline of high pressure at this time, the forward end portion 6 of the endoscope 1 is given a drive force of the white arrow F<sub>2</sub> shown in Fig. 3(C). Therefore, the insertion portion 2 of the endoscope 1 is operated to move forward. At this time, as shown by the arrow F<sub>3</sub> in Fig. 3(C), the insertion portion 2 is pushed from the operator's side of the endoscope 1.

[0024]

In this connection, physiological saline may be injected and ejected either continuously or intermittently. Figs. 3(D) and 3(E) show a state in which the forward end portion 6 of the insertion portion 2 of the endoscope 1 goes over the sigmoid colon 24 by the jet ejection of the physiological saline from the ejection port 15a of the ejection nozzle portion 15 formed at the forward end of the tube 14 for pressurizing and by the pushing operation of the inserting portion 2 of the endoscope 1 shown by the arrow F<sub>3</sub> conducted by a doctor.

[0025]

After the forward end portion 6 of the insertion portion 2 of the endoscope 1 has gone over the sigmoid colon 24, the flexible pipe portion 4 of the endoscope 1 is operated and the sigmoid colon 24 is deformed being extended into a substantially linear shape as shown in Fig. 3(F). In this state, when the endoscope 1 is successively pushed as shown by the arrow F<sub>4</sub> in Fig. 3(F), the insertion portion 2 of the endoscope 1 is inserted into the intestine.

[0026]

The above constitution can provide the following advantages. The insertion device 11 includes: an ejection means 12 for ejecting the pressurized fluid from the forward end side of the insertion portion 2 of the endoscope 1; and a filling means 13 for filling the

periphery of the ejection means 12 with fluid such as physiological saline. Therefore, when the insertion portion 2 of the endoscope 1 is inserted into the large intestine of a patient, under the condition that the expanded balloon 17 is made to come into pressure contact with the wall face of the large intestine, physiological saline is injected into the large intestine at a low pressure through the tube 14 for pressurizing. Therefore, under the condition that the periphery of the ejection means 12 is filled with fluid such as physiological saline, the pressurized fluid of physiological saline can be ejected from the ejection port 15a of the ejection nozzle portion 15 formed at the forward end portion of the tube 14 for pressurizing to the backward side. Therefore, when the insertion portion 2 of the endoscope 1 is inserted into the intestine of a patient, a sufficiently strong drive force can be given to the insertion portion 2 of the endoscope 1 as compared with the conventional case. Accordingly, the property of insertion of the endoscope 1 can be effectively enhanced.

[0027]

When both the jet ejection of physiological saline from the ejection port 15a of the ejection nozzle portion 15 of the tube 14 for pressurizing and the pushing operation of pushing the insertion portion 2 of the endoscope 1 are used together, the endoscope 1 can be positively inserted.

[0028]

The ejection means 12 includes: an ejection nozzle portion 15, the shape of which is curved into a substantial J-shape, provided at the forward end portion of the tube 14 for pressurizing; and a syringe 16, which is a liquid sending means, provided at the base end portion on the operator's side of the tube 14 for pressurizing. At the same time, the filling means includes: a balloon 17 provided on the outer circumferential face of the forward end portion 6 of the insertion portion 2 of the endoscope 1; and a syringe 21, which is filled with air, connected to the base end portion of the tube 20 for the balloon 17. Therefore, the structure of the insertion device 11 of the endoscope 1 is simple and the manufacturing cost is low. Further, it is possible to apply an existing endoscope 1 to this device and furthermore the maintenance is easy.

[0029]

The insertion device 11 is composed of an external unit which can be detachably attached to the endoscope 1. Therefore, after the insertion device 11 has been once used, it can be disposed. In this case, after the endoscope 1 has been used, it is possible to omit complicated work such as a cleaning, disinfection and

sterilization. Accordingly, it is possible to enhance the working efficiency and there is no possibility of causing problems by cleaning, disinfection and sterilization.

[0030]

As shown in Fig. 4 in which a variation of the first embodiment is shown, the following constitution may be employed. A separate suction tube 31 is inserted from the anus 22 of a patient into the large intestine together with the insertion portion 2 of the endoscope 1. Physiological saline ejected from the ejection port 15a of the ejection nozzle portion 15 at the forward end of the tube 14 for pressurizing is appropriately recovered by a pump 32 through a suction tube 31.

[0031]

In this case, there is no possibility that the pressure in the large intestine is raised by the ejection of physiological saline. Therefore, this structure is especially effective when physiological saline is continuously ejected from the ejection port 15a of the ejection nozzle portion 15 at the forward end of the tube 14 for pressurizing. Accordingly, the safety of this medical treatment is high for patients.

[0032]

In the first embodiment, the balloon 17 of the insertion device 11 of the endoscope 1 is expanded into a substantially spherical shape. However, as shown in Fig. 5 in which the second embodiment of the present invention is shown, the balloon 17 of the insertion device 11 may be expanded into a deformed shape in which a tapered face 42 is formed on the outer circumferential face of the balloon body 41 in such a manner that an outer size of the outer circumferential face of the balloon body 41 is gradually decreased when it comes to the rear end side.

[0033]

In this case, the tapered face 42 is provided on the outer circumferential face of the balloon 17. This tapered face 42 is composed in such a manner that the outer size is gradually decreased when it comes to the rear end side of the balloon body 41 in an expanded state. Therefore, when the balloon body 41 is expanded and made to come into pressure contact with the wall face of the large intestine, it is possible to reduce the contact area between the balloon body 41 and the wall face of the intestine. Accordingly, when the insertion portion 2 of the endoscope 1 is driven by using both the jet ejection in which physiological saline is ejected through the pressurizing tube 14 and out from the ejection port 15a of the ejection nozzle portion 15 and the pushing operation made by a doctor of pushing the insertion portion 2 of the endoscope 1, it is possible to

reduce the sliding resistance in the contact portions between the balloon body 41 and the wall face of the large intestine.

[0034]

Accordingly, the following advantages can be provided by the present embodiment in addition to the advantages provided by the first embodiment. In the present embodiment, the deformed balloon body 41 having a small contact area with the large intestine wall, is used. Therefore, when the insertion portion 2 of the endoscope 1 is driven, the drive force is seldom obstructed by the contact portion between the balloon body 41 and the large intestine wall face. Accordingly, the endoscope 1 can be more easily inserted.

[0035]

Figs. 6(A) to 6(D) are views showing the third embodiment of the present invention. In this embodiment, on the outer circumferential face of the forward end portion 6 of the insertion portion 2 of the endoscope 1, a male screw 51 is provided as shown in Fig. 6(B). An external unit 53 of the insertion device 52 of the endoscope 1 is detachably attached to this male screw portion 51.

[0036]

In this case, a substantially ring-shaped hood 54 is attached to the external unit 53 of the insertion device 52. A threaded hole portion 55, which is detachably screwed to the male screw portion 51 of the endoscope 1, is formed on an inner circumferential face of the forward end portion of this hood 54.

[0037]

Further, an arcuate groove 56 is formed which extends in the circumferential direction on an outer circumferential face of the hood 54, as shown in Fig. 6(C). An opening portion of this arcuate groove 56 is closed with a cover member 57.

[0038]

On a rear end face of the hood 54, as shown in Fig 6(D), a pair of communication holes 58, 59 communicating with the arcuate groove 56 are formed. One of the communication holes 58 is engaged with one end portion of the connection pipe 60. A forward end portion of the tube 61 for pressurizing is connected to the other end portion of the connection pipe 60. In the same manner as that of the first embodiment, a syringe 16, which is a liquid sending means filled with liquid such as physiological saline, is connected to a base end portion of the operator's side of the tube 61 for pressurizing.

[0039]

The other communication hole 59 forms an ejection nozzle portion 62 used for a jet ejection. Pressurized

liquid, which is used for driving and supplied through the tube 61 for pressurizing, is led to the ejection nozzle portion 62 through the arcuate groove 56 formed inside the cover member 57. When the liquid is ejected from the ejection port 62a of this ejection nozzle portion 62 to the back side of the endoscope 1, an ejection means 63 for giving a jet drive force to the endoscope 1 in the large intestine can be formed.

[0040]

A balloon 64 is attached onto an outer circumferential face of the hood 54. A forward end portion of this balloon 64 is fixed onto a front outer circumferential face of the hood 54 and a rear end portion of this balloon 64 is fixed to a rear outer circumferential face of the hood 54.

[0041]

A forward end portion of the tube 65 for the balloon for supplying air into the balloon 64 is connected to a rear fixing portion of the balloon 64. A base end portion of the tube 65 for the balloon is led to the operator's side of the endoscope 1 and connected to the syringe 21 filled with air in the same manner as that of the first embodiment. Air sent from the syringe 21 through the tube 65 for the balloon is supplied into the balloon 64, so that the balloon 64 can be expanded. According to this expanding motion of the balloon 64, a filling means 66 for filling the periphery of the ejecting means 63 with fluid can be formed.

[0042]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. First, the hood 54 of the insertion device 52 of the endoscope 1 is screwed into the male screw portion 51 of the forward end portion 6 of the insertion portion 2 of the endoscope 1, so that the external unit 53 of the insertion device 52 can be attached to the endoscope 1.

[0043]

In this state, in the same manner as that of the first embodiment, the insertion portion 2 of the endoscope 2 is pushed into the rectum 23 from the anus 22 of a patient and reaches an entrance of the sigmoid colon 24 in the large intestine. After that, the balloon 64 is expanded when the operator's side syringe 21 is operated.

[0044]

Next, by the syringe 16 filled with physiological saline, physiological saline is injected at low pressure into the large intestine through the tube 61 for pressurizing, the arcuate groove 56 of the hood 54 and the ejection nozzle portion 62. In this way, a downstream portion of the balloon 64 in the large intestine can be filled with water.

[0045]

Next, physiological saline is continuously or intermittently injected at high pressure by the syringe 16 filled with the physiological saline. Then, physiological saline is ejected as a jet stream from the ejection port 62a of the hood 54 toward the rear side of the endoscope 1 through the tube 61 for pressurizing, the arcuate groove 56 of the hood 54 and the ejection nozzle portion 62.

[0046]

As described in the first embodiment, when both the jet ejection of physiological saline from the ejection port 62a of the hood 54 and the pushing operation of the endoscope 1 are used, the forward end portion 6 of the endoscope 1 is driven in the large intestine and passes through the sigmoid colon 24.

[0047]

Therefore, even in the above constitution, when physiological saline is ejected from the ejection port 62a of the hood 54 toward the rear side of the insertion portion 2 of the endoscope 1, at the time of inserting the insertion portion 2 of the endoscope 1 into the large intestine of a patient, the insertion portion 2 of the endoscope 1 can be given a sufficiently strong drive force as compared with the conventional case. Therefore, in the same manner as that of the first embodiment, the property of inserting the endoscope 1 can be effectively enhanced.

[0048]

In the present embodiment, the ejection port 62a used for a jet ejection is provided on the rear end face of the hood 54. Accordingly, when the insertion portion 2 of the endoscope 1 is inserted into the large intestine of a patient, there is no possibility that the ejection means 63 obstructs the insertion operation of inserting the endoscope 1. Accordingly, the property of inserting the endoscope 1 can be enhanced.

[0049]

Figs. 7 and 8 are views showing the fourth embodiment of the present invention. In this embodiment, the sending means for sending the pressurized fluid of the embodiment described above is changed. In the embodiment described before, when the piston of the syringe 16 is manually pushed, the pressurized liquid to be ejected is sent out. However, in the present embodiment, an automatic sending means 71 for automatic sending out the pressurized fluid is provided.

[0050]

This automatic sending means 71 includes: a physiological saline tank 72 used for ejecting and filling physiological saline in the large intestine; and

a roller pump 73 connected to the physiological saline tank 72. This roller pump 73 is connected to a base end portion on the operator's side of the tube 14 for pressurizing in the first embodiment.

[0051]

The roller pump 73 is connected to a foot switch 74 and a pump drive circuit 75. When the foot switch 74 is operated, the roller pump 73 is driven through the pump drive circuit 75. When the roller pump 73 is driven in this way, physiological saline in the physiological saline tank 72 is sent to the ejection port 15a side of the ejection nozzle portion 15 through the tube 14 for pressurizing.

[0052]

In the tube 14 for pressurizing, on the connection end portion side with the ejection port of the roller pump 73, a pressure sensor 76 for detecting an ejection pressure from the roller pump 73 is arranged. This pressure sensor 75 is connected to a pressure detection portion 77.

[0053]

Further, this pressure detection portion 77 is connected to a first input port of a comparison portion 78. A second input port of this comparison portion 78 is connected to a pressure setting portion 79 for setting an upper limit pressure of the ejecting pressure from the roller pump 73. According to the detection signal sent from the pressure sensor 75, detection data of the ejection pressure from the roller pump 73 detected by the pressure detection section 77 according to the detection signal sent from the pressure sensor 75 is input into the comparison portion 78. This detection data and the pressure value previously set by the pressure setting portion 79 are compared with each other by the comparison portion 78. In this case, when the detection data of the ejection pressure from the roller pump 73 exceeds a setting value that has been set by the pressure setting portion 79, the pump drive circuit 75 is operated and driving of the roller pump 73 is stopped.

[0054]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. In the same manner as that of the first embodiment, the insertion portion 2 of the endoscope 1 is pushed into the rectum 23 from the anus 22 of a patient and reaches the entrance of the sigmoid colon 24 in the large intestine. After that, the balloon 64 is expanded when the operator's side syringe 21 is operated.

[0055]

Further, after the balloon 64 has been expanded, the foot switch 74 is successively operated and the roller

pump 73 is driven via the pump drive circuit 75. According to the drive of the roller pump 73, physiological saline in the physiological saline tank 72 is sent to the ejection nozzle portion 15 side through the tube 14 for pressurizing and ejected into the large intestine from the ejection port 15a of the ejection nozzle portion 15. Therefore, physiological saline fills the inside of the large intestine. At this time, the ejection pressure from the roller pump 73 is monitored by the pressure sensor 76 and the roller pump 73 is controlled so that the ejection pressure from the roller pump 73 can not exceed a pressure value which has been set at the initial stage.

[0056]

After the large intestine has been filled with physiological saline, the foot switch 74 is operated in the same manner and the roller pump 73 is driven through the pump drive circuit 75. When the roller pump 73 is driven in this way, physiological saline in the physiological saline tank 72 is sent to the ejection nozzle portion 15 through the tube 14 for pressurizing. Therefore, physiological saline is intermittently or continuously ejected into the large intestine from the ejection port 15a of the ejection nozzle portion 15 and the endoscope 1 can be driven by the jet stream in the large intestine. Even in this case, the ejection pressure of the roller pump 73 is detected by the pressure sensor 76.

[0057]

In this case, when the detection data of the ejection pressure from the roller pump 73 exceeds a setting value that has been set by the pressure setting portion 79, the pump drive circuit 75 is operated and driving of the roller pump 73 is stopped. In this connection, Fig. 8 is a time chart of the foot switch 74, the pump drive circuit 75 and the detection value of the pressure sensor 76 showing a drive pattern of the automatic sending means 71.

[0058]

The above constitution includes an automatic sending means 71 for sending out the pressurized liquid in which the roller pump 73 and the foot switch 74 for automatically sending out the pressurized liquid to eject a jet stream are provided. Therefore, when a doctor inserts the insertion portion 2 of the endoscope 1 into the large intestine of a patient, the property of insertion can be enhanced.

[0059]

Further, the pressure sensor 76 for detecting the ejection pressure from the roller pump 73 is provided in the tube 14 for pressurizing. When the detection data of

the ejection pressure from the roller pump 73 exceeds a setting value that has been set by the pressure setting portion 79, the pump drive circuit 75 is operated so as to stop the roller pump 73. Therefore, the safety of a patient can be enhanced.

[0060]

Fig. 9 is a view showing the fifth embodiment of the present invention. In this connection, in the first to the fourth embodiments explained before, the tube for pressurizing to supply the pressurized fluid used for jet driving is arranged outside the insertion portion 2 of the endoscope 1. However, in the present embodiment, a pipe line in the endoscope 1 is used as a supply pipe line 81 to supply the pressurized fluid used for jet driving.

[0061]

In the present embodiment, at the forward end portion 6 of the insertion portion 2 of the endoscope 1, a substantially L-shaped communication hole 82 is formed. One opening end portion 82a of this communication hole 82 is open to the rear end face of the forward end portion 6 and the other opening end portion 82b is open to the outer circumferential face of the forward end portion 6.

[0062]

One end portion of the connecting pipe 83 is engaged with the opening end portion 82a of the communication hole 82. The other end portion of this connecting pipe 83 is connected to a forward end portion of the supply pipe 81 arranged in the flexible pipe portion 4 and the curved portion 5 of the insertion portion 2. To the base end portion on the operator's side of this supply pipe line 81, in the same manner as that of the first embodiment, the syringe 16, which is a liquid sending means filled with liquid such as physiological saline, or the automatic sending means 71 of the fourth embodiment is connected.

[0063]

Further, on an outer circumferential face of the forward end portion 6, a male screw portion 84 is provided in the same manner as that of the third embodiment. To this male screw portion 84, a substantially ring-shaped hood 86 of the insertion device 85 of the endoscope 1 is detachably attached. On a forward end portion inner circumferential face of the hood 86 of the insertion device 85, a screw hole portion 87, which is detachably screwed to the male screw portion 84 of the endoscope 1, is formed.

[0064]

On an inner circumferential face of the hood 86, a cut-groove 88, which is extended in the axial direction onto the rear side of the screw hole portion 87, formed.

An inner end portion of this cut-groove 88 is communicates with the opening end portion 82b of the communication hole 82. Further, an outer end portion of this cut-groove 88 is connected to an ejection port 88a for a jet ejection formed on the rear end face of the hood 86. Pressurized liquid to be used for driving, which is supplied through the supply pipe line 81, is introduced into the cut-groove 88 of the hood 86 through the communication hole 82. When the liquid is ejected from the ejection port 88a of the cut-groove 88 toward the rear side of the endoscope 1, an ejection means 89 for giving a jet drive force to the endoscope 1 in the large intestine can be formed.

[0065]

Onto an outer circumferential face of the hood 86, a balloon 90 is attached. A forward end portion of this balloon 90 is fixed to a front portion outer circumferential face of the hood 86 and a rear end portion of the balloon 90 is fixed to a rear end portion outer circumferential face of the hood 86.

[0066]

A forward end portion of the tube 91 for the balloon for supplying air into the balloon 90 is connected to a rear fixing portion of the balloon 90. A base end portion of the tube 91 for the balloon is led onto the operator's side of the endoscope 1 and connected to the syringe 21 charged with air in the same manner as that of the first embodiment. Air sent from the syringe 21 through the tube 91 for the balloon is supplied into the balloon 90 so that the balloon 90 can be expanded. According to this expanding action of the balloon 90, a filling means 92 for filling a periphery of the ejection means 89 with fluid can be composed.

[0067]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. First, the hood 86 of the insertion device 85 of the endoscope 1 is screwed into the male screw portion 84 of the forward end portion 6 of the insertion portion 2 of the endoscope 1, so that the insertion device 85 can be attached to the endoscope 1. At this time, an inner end portion of the cut-groove 88 of the hood 86 communicates with an opening end portion 82b of the communication hole 82.

[0068]

In this state, in the same manner as that of the first embodiment, the insertion portion 2 of the endoscope 2 is pushed into the rectum 23 from the anus 22 of a patient and reaches the entrance of the sigmoid colon 24 in the large intestine. After that, the balloon 64 is expanded when the operator's side syringe 21 is

operated. Therefore, the balloon 90 is fixed onto the large intestine wall.

[0069]

Next, physiological saline is injected into the large intestine at low pressure through the supply pipe line 81, the communication hole 82 and the cut-groove 88 of the hood 86 in this order. In this way, a downstream portion of the balloon 90 in the large intestine is filled with water.

[0070]

Next, physiological saline is continuously or intermittently injected into the large intestine at high pressure. Then, the physiological saline successively flows in the supply pipe line 81, the communication hole 82 and the cut-groove 88 of the hood 86 in this order and is ejected from the ejection port 88a of the hood 86 toward the rear side of the endoscope 1 as a jet stream.

[0071]

At this time, a drive force is given to the insertion portion 2 of the endoscope 1 by a jet stream of physiological saline. Therefore, the forward end portion 6 of the insertion portion of 2 of the endoscope 1 goes over the bent sigmoid colon 24.

[0072]

Therefore, even in the above constitution, when physiological saline is ejected from the ejection port 88a of the hood 86 toward the rear side of the insertion portion 2 of the endoscope 1, at the time of inserting the insertion portion 2 of the endoscope 1 into the large intestine of a patient, the insertion portion 2 of the endoscope 1 can be given a sufficiently strong drive force as compared with the conventional case. Therefore, in the same manner as that of the first embodiment, the property of inserting the endoscope 1 can be effectively enhanced.

[0073]

Further, in the present embodiment, the pipe line in the endoscope 1 is utilized as a supply pipe line 81 for supplying the pressurized fluid used for jet driving. Therefore, as compared with the case in which the tube for pressurizing, through which the pressurized fluid used for a jet stream is supplied, is provided outside the insertion portion 2 of the endoscope 1, the insertion device 85 can be easily handled.

[0074]

Since the tube for pressurizing is not externally attached to the outside of the insertion portion 2 of the endoscope 1, at the time of inserting the insertion portion 2 of the endoscope 1 into the large intestine of a patient, there is no possibility that the tube for

pressurizing comes into contact with the intestine wall. Therefore, the large intestine wall is seldom affected.

[0075]

In this connection, in the first to the fifth embodiments described above, the insertion device of the endoscope 1 is used as an auxiliary insertion device when the endoscope goes over the sigmoid colon 24 of the large intestine. However, the present invention is not limited to the above specific embodiments. The insertion device may be used as an auxiliary insertion device when the endoscope is inserted into various living organism cavities such as a small intestine. The insertion device can be applied to an insertion device of inserting a medical treatment tool such as a catheter other than the endoscope 1. Further, the insertion device can be applied to an insertion device of inserting an endoscope for industrial use other than a medical insertion tool.

[0076]

Figs. 10(A) and 10(B) are views showing the sixth embodiment of the present invention. In this embodiment, before and behind the outer circumferential face of the forward end portion 103 of the insertion portion 102 of the endoscope 101, a plurality of protrusions 104 and 105 are respectively protruded. On the front face of the forward portion side protrusion portion 104, a suction port 106 is formed. On the rear face of the rear portion side protrusion portion 105, an ejection port 107 is formed.

[0077]

Further, onto an outer circumferential face of the forward end portion 103 of the insertion portion 102, a balloon 108 is attached. Inside the insertion portion 102 of the endoscope 101, a suction lumen 109 connected to the suction port 106 and a water supply lumen 110 connected to the ejection port 107 are respectively formed. Further, an air supply lumen not shown for supplying air into the balloon 108 is formed.

[0078]

The suction lumen 109 and the water supply lumen 110 are connected to a pump 111 provided on the operator's side of the endoscope 101. At the time of driving the pump 111, liquid sucked from the suction port 106 is supplied to the water supply lumen 110 through the suction lumen 109 and the pump 111 and ejected to the rear end side from the ejection port 107 on the forward end side of the endoscope 101.

[0079]

Onto the operator's side of the air supply lumen, an appropriate air sending means such as a syringe 21 of the first embodiment is connected. Therefore, when the air

sending means on the operator's side is operated, the balloon 108 can be expanded.

[0080]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. First, in the same manner as that of the first embodiment, the insertion portion 102 of the endoscope 101 is pushed into the rectum 23 from the anus 22 of a patient and reaches an entrance of the sigmoid colon 24 in the large intestine. After that, the balloon 108 is expanded when the operator's side syringe 21 is operated. In this way, the balloon 108 is fixed to the large intestine wall.

[0081]

Next, physiological saline is supplied at a low pressure from the operator's side into the water supply lumen 110 by utilizing the pump 111. Therefore, this physiological saline flows in the water supply lumen 110 and is injected into the large intestine from the ejection port 107. Accordingly, a downstream portion of the balloon 108 in the large intestine is filled with water.

[0082]

Next, physiological saline is continuously or intermittently injected at high pressure from the operator's side by utilizing the pump 111. Then, the physiological saline flows in the water supply lumen 110 and is ejected from the ejection port 107 to the rear side of the endoscope 1 as a jet stream.

[0083]

At this time, a drive force is given to the insertion portion 102 of the endoscope 101 by a jet stream of physiological saline. Therefore, the insertion portion 102 of the endoscope 101 is inserted into the large intestine of a patient.

[0084]

Therefore, even in the constitution described above, when the pressurized fluid of physiological saline is ejected from the ejection port 107 of the protrusion portion 104 of the forward end portion 103 of the insertion portion 102 of the endoscope 101 toward the rear side of the insertion portion 102 of the endoscope 101, at the time of inserting the insertion portion 102 of the endoscope 101 into the large intestine of a patient, a sufficiently strong drive force can be given to the insertion portion 102 of the endoscope 101 as compared with the conventional case. Therefore, in the same manner as that of the first embodiment, the property of inserting the endoscope 101 can be effectively enhanced.

[0085]

Further, in the present embodiment, at the time of driving the pump 111, liquid sucked from the suction port 106 is supplied to the water supply lumen 110 through the suction lumen 109 and the pump 111 and ejected from the ejection port 107 on the forward end side of the endoscope 101 to the rear side. Therefore, the change in pressure in the large intestine can be reduced.

[0086]

Figs. 11(A) and 11(B) are views showing the seventh embodiment of the present invention. The present embodiment is an example in which the insertion device of the invention is applied to a blood vessel endoscope 121 to be inserted into a blood vessel 120. In this case, a mobile device 124 is detachably attached to an outer circumferential face of the forward end portion 123 of the insertion portion 122 of the blood vessel endoscope 121.

[0087]

On the front side of this mobile device 124, a suction port 125 is provided. On the rear side of this mobile device 124, an ejection port 126 is provided. A propeller 127 for sucking liquid from the suction port 125 and ejecting the liquid from the ejection port 126 and a drive motor 128 for driving the propeller are incorporated into the mobile device 124.

[0088]

Onto the outer circumferential face of the forward end portion 123 of the insertion portion 122, a balloon 129 is attached. In this case, inside the insertion portion 122 of the endoscope 121, an air supply pipe line not shown for supplying air into the balloon 129 is arranged.

[0089]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below.

First, the insertion portion 122 of the blood vessel endoscope 121 is inserted into the blood vessel 120. Then, as shown in Fig. 11(B), the balloon 129 is expanded. Successively, the drive motor 128 is driven by the operation made on the operator's side so as to rotate the propeller 127.

[0090]

Due to the foregoing, the blood in the blood vessel 120 is sucked from the suction port 125 of the mobile device 124 and ejected from the ejection port 126. At this time, the insertion portion 122 of the endoscope 121 is given a drive force by the ejection pressure of the blood.

[0091]

In the above constitution, when the blood is ejected from the ejection port 126 of the mobile device 124

toward the rear side of the insertion portion 122 of the endoscope 121, at the time of advancing the insertion portion 122 of the endoscope 121 in the blood vessel 120 of a patient, it is possible to give a sufficiently strong drive force to the insertion portion 122 of the endoscope 121. Accordingly, in the same manner as that of the first embodiment, the property of inserting the endoscope 121 can be enhanced.

[0092]

Further, in the present embodiment, at the time of driving the propeller 127 in the mobile device 124, the blood sucked from the suction port 125 into the mobile device 124 is ejected from the ejection port 126 toward the rear end side. Accordingly, it is possible to reduce the change in the pressure in the blood vessel 120.

[0093]

Fig. 12 is a view showing a mobile type endoscope 131 which is driven by the action of pressurized gas. In an insertion portion 132 of this mobile type endoscope 131, a large diameter portion 133 is formed on the forward end side. A pressurizing chamber 134 is formed in this large diameter portion 133.

[0094]

On the rear end face of this large diameter portion 133, an ejection port 135 connected to the pressurizing chamber 134 is provided. Inside the insertion portion 132 of the endoscope 131, an air supply lumen 136 and a suction lumen 137 are respectively formed.

[0095]

In this case, a forward end portion of the air supply lumen 136 is connected to the pressurizing chamber 134. Further, a forward end portion of the suction lumen 137 is connected to a suction port 138 formed on a rear outer circumferential face of the large diameter portion 133 of the insertion portion 132.

[0096]

As shown in Fig. 13, to an operation portion 139 on the operator's side of the mobile type endoscope 131, a light source device 140 and a gas supply and suction device 141 for sucking and discharging gas are respectively connected through a connection cable.

[0097]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. First, as shown in Fig. 13, the mobile type endoscope 131 is inserted into the large intestine from the anus 142 of a patient. After that, the gas supply and suction device 141 on the operator's side is operated so as to send the pressurized air into the air supply lumen 136.

[0098]

In this case, gas sent from the operator's side of the mobile type endoscope 131 is led into the pressurizing chamber 134 through the air supply lumen 136 and ejected from the ejection port 135 as a jet stream used for driving. Therefore, the endoscope 131 is moved by itself in the large intestine by the action of a jet stream from the ejection port 135. The ejected gas is sucked from the suction port 138 and recovered by the air supply and suction device 141 on the operator's side through the suction lumen 137.

[0099]

Therefore, in the above constitution, a drive force to drive the endoscope 131 can be generated by a jet ejection from the ejection port 135 of the mobile type endoscope 131. Accordingly, the endoscope 131 can be quickly and positively inserted into the large intestine 143.

[0100]

Gas used for a jet ejection, which has been ejected from the ejection port 135 of the mobile type endoscope 131, is recovered by the air supply and suction device 141 on the operator's side from the suction port 138 through the suction lumen 137. Accordingly, it is possible to reduce the change in the pressure in the large intestine 143. Therefore, the safety for a living organism can be enhanced.

[0101]

In this connection, like the first variation of the mobile type endoscope 131 shown in Fig. 14, a pressure sensor 144 may be provided at the rear of the ejection port 135 of the mobile type endoscope 131 and the ejection pressure of gas may be monitored on the operator's side. Due to the foregoing, the safety for a living organism can be further enhanced and the endoscope 131 can be positively inserted.

[0102]

Fig 15 is a view showing the second variation of the mobile type endoscope 131. In this variation, a nozzle 151 connected to the pressurized chamber 134 is provided at a forward end portion of the large diameter portion 133 of the insertion portion 132 of the mobile type endoscope 131.

[0103]

On an outer circumferential face of the large diameter portion 133, a side lumen 152 connected to the pressurized chamber 134 is provided. The ejection port 135 of the large diameter portion 133, the nozzle 151 and the side lumen 152 are respectively provided with an electromagnetic valve 153 used for opening and closing a circuit. The opening and closing motion of each

electromagnetic valve 153 is controlled by the operation made on the operator's side.

[0104]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. In the mobile type endoscope 131 of the present variation, under the condition that the electromagnetic valves 153 of the nozzle 151 and the side lumen 152 are closed and the electromagnetic valve 153 of the ejection port 135 is opened, in the same manner as that of the mobile type endoscope 131 shown in Fig. 13, the endoscope 131 is driven by itself in the large intestine 143 when gas is ejected from the ejection port 135.

[0105]

When the electromagnetic valve 153 is operated from the operator's side, the electromagnetic valves 153 of the nozzle 151 and the ejection port 135 are closed and the electromagnetic valve 153 of the side lumen 152 is opened. Therefore, gas is ejected from the side lumen 152 and the large diameter portion 133 of the endoscope 131 is driven being curved.

[0106]

Further, when the electromagnetic valves 153 of the ejection port 135 and the side lumen 152 are closed and the electromagnetic valve 153 of the nozzle 151 is opened and gas is ejected from the nozzle 151, waterdrops on a lens on the forward end face of the large diameter portion 133 of the endoscope 131 can be blown away.

[0107]

Accordingly, in the mobile type endoscope 131 of the present variation, when gas is ejected from the ejection port 135, the endoscope 131 can be driven by itself in the large intestine 143. Further, the large diameter portion 133 of the endoscope 131 can be operated being curved. Furthermore, waterdrops on the lens on the forward end face of the large diameter portion 133 of the endoscope 131 can be blown away. Accordingly, the property of operating the endoscope 131 can be further enhanced.

[0108]

Fig. 16 is a view showing the third variation of the mobile type endoscope 131. In this variation, an electromagnetic valve 153 for opening and closing a circuit is provided in an ejection port 135 of the large diameter portion 133 arranged at the forward end of the insertion portion 132 of the endoscope 131. Further, a pressure sensor 161 is provided in the pressurized chamber 134 and a connection pipe 162 connected with the air supply lumen 136 is also provided.

[0109]

In this case, the connection pipe 162 is made of MnO<sub>2</sub>. The air supply lumen 136 is connected with a supply tank for supplying H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> and supplied with H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>.

[0110]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. First, the mobile type endoscope 131 is inserted from the anus 142 of a patient into the large intestine 143. After that, under the condition that the electromagnetic valve 153 of the ejection port 135 is closed, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> is sent from the operator's side of the endoscope 131 into the pressurized chamber 134 through the air supply lumen 136.

[0111]

In this case, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> sent into the pressurized chamber 134 reacts with MnO<sub>2</sub> of the connection pipe 162 according to the following chemical formula to liberate water and oxygen.



[0112]

Further, while the pressure in the pressurized chamber 134 is being monitored with the pressure sensor 161, when the pressurized chamber 134 is sufficiently pressurized by oxygen, the electromagnetic valve 153 is released. Then, oxygen is suddenly ejected from the pressurized chamber 134 through the ejection port 135 and formed into a jet stream. In this way, a drive force of driving the endoscope 131 can be obtained.

[0113]

In the above constitution, it is unnecessary to provide a pump for sending pressurized gas which is provided in the mobile type endoscope 131 shown in Fig. 13. Therefore, the constitution and operation of the entire system of the mobile endoscope 131 can be made simple.

[0114]

Figs. 17(A) and 17(B) show an endoscope 171 of another constitution. In an insertion portion 172 of this endoscope 171, a channel 173 extending in the axial direction is formed in the insertion portion 172 of this endoscope 171. A forward end opening portion of this channel 173 is sealed with a sealing cap 174.

[0115]

On the forward end side of the insertion portion 172, a communication hole 175 is formed which communicates between the outer circumferential face side of the insertion portion 172 with the channel 173. This communication hole 175 is formed obliquely backward with respect to the insertion direction of the endoscope 171 from the channel 173 side to the outer circumferential face side of the insertion portion 172. At a forward end

portion of this communication hole 175, an ejection hole 175a is formed.

[0116]

A pipe 176 for conveying the gel is inserted into the channel 173. A forward end portion of the pipe 176 for conveying the gel is introduced from the channel 173 into the communication hole 175 and extended to a position of the ejection port 175a of the communication hole 175.

[0117]

Further, a base end portion side of the pipe 176 for conveying the gel is extended to the outside of the endoscope 171 as shown in Fig. 17(B) and connected to a gel tank 177 arranged outside the endoscope 171. In this gel tank 177, jelly-like gel 178, the viscosity of which is appropriate, is accommodated.

[0118]

This gel tank 177 is connected with a gel pressurizing and sucking pump 179. The gel tank 177 is pressurized by this gel pressurizing and sucking pump 179. Alternatively, a sucking force is given to the gel tank 177 by this gel pressurizing and sucking pump 179.

[0119]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. First, in the case where the gel pressurizing and sucking pump 179 is operated on the gel pressurizing side, gel 178 is sent out from the gel tank 177 into the gel conveyance pipe 176. This gel 178 is conveyed in the gel conveyance pipe 176 and ejected outside from the ejection port 175a of the insertion portion 172 of the endoscope 171.

[0120]

At this time, the gel 178 which has been ejected outside from the ejection port 175a of the insertion portion 172, is not dispersed, but most of the gel 178 collects and remains in the proximity of the ejection port 175a on the inner wall face 180 of the pipe cavity into which the insertion portion 172 of the endoscope 171 is inserted as shown in Fig. 17(A). Therefore, the gel 178, which has been ejected outside the ejection port 175a beforehand, is pushed obliquely backward with respect to the insertion direction of the endoscope 171 by the gel 178 which is ejected after. By the pushing force of the gel 178 generated at this time, the insertion portion 172 of the endoscope 171 is advanced along the inner wall face 180 of the pipe cavity.

[0121]

After the insertion portion 172 of the endoscope 171 has been inserted, when the gel pressurizing and sucking pump 179 is operated on the gel suction side, the gel 178

outside the ejection port 175a is sucked through the gel conveyance pipe 176 and recovered.

[0122]

When the gel conveyance pipe 176 is removed from the channel 173 after the gel 178 has been sucked and recovered, the inside of the channel 173 can be made empty. Therefore, when an appropriate medical treatment tool is inserted into the empty channel 173 in this state, the medical treatment tool can be guided into the pipe cavity through the channel 173 of the endoscope 171 and a necessary medical treatment can be made in this pipe cavity.

[0123]

Therefore, in the above constitution, the insertion portion 172 of the endoscope 171 can be safely and easily inserted into a pipe cavity, the shape of which is complicated. Since the channel 173 of the existing endoscope 171 can be used as it is, the insertion device of the endoscope 171 can be manufactured at a low manufacturing cost, that is, the manufacturing cost can be reduced.

[0124]

Fig. 18 shows an endoscope 191, the constitution of which is different from that shown in Fig. 17. In an insertion portion 192 of this endoscope 191, a channel 193 extending in the axial direction is provided. On an inner circumferential face on the forward end side of this channel 193, a pair of fixing pins 194, 194 are protruded.

[0125]

On the forward end side of the channel 193, in the front of the fixing pins 194, 194, a movable cap 195 is arranged so that it can be slidably moved in the axial direction along the channel 193. This movable cap 195 is elastically connected to the fixing pins 194, 194 through spring members 196, 196.

[0126]

A base end portion of a wire 197 is fixed on an outer face of the movable cap 195. A forward end portion of this wire 197 passes in the channel 193 and extends outside the channel 193 and fixes to an adsorption member 198 arranged outside.

[0127]

On an outer circumferential face of the insertion portion 192 of the endoscope 191, a pressure sensor 199 is bonded. Further, a periphery of this pressure sensor 199 is covered with an adsorption material 200 such as gel.

[0128]

Onto the base end side of the channel 193, a forward portion of an air sending tube 202, the base end

portion of which is connected to an air sending pump 201, is connected. This air sending pump 201 is connected to a control unit 203. The pressure sensor 199 is connected to this control unit 203.

[0129]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. First, under the condition that the insertion portion 192 of the endoscope 191 is inserted into a pipe cavity to be inspected, the insertion portion 192 is contacted with an inner wall face 204 of the pipe cavity to be inspected through the adsorption material 200 on the outer circumferential face of the insertion portion 192 of the endoscope 191. Due to the foregoing, the insertion portion 192 is adsorbed onto the inner wall face 204 of the pipe cavity through the adsorption material 200. At this time, an output of the pressure sensor 199 exceeds a threshold value which has been previously set, that is, ON-operation is made.

[0130]

When an output signal of the pressure sensor 199 is input into the control unit 203, an air sending pump 201 is driven by the control unit 203. When the air sending pump 201 is driven, air is sent from the air sending pump 201 into the channel 193 through an air sending tube 202.

[0131]

By the pressure of sending air, the movable cap 195 in the channel 193 is advanced. According to this advancing motion of the movable cap 195, the adsorption member 198 at the forward end of the wire 197 is moved forward.

[0132]

After the adsorption member 198 has been moved forward, this adsorption member 198 is bonded onto the inner wall face 204 of the pipe cavity to be inspected. In this state, the insertion portion 192 of the endoscope 191 starts advancing by restoring forces of the spring members 196, 196. Then, an output of the pressure sensor 199 is decreased and becomes lower than the threshold value. Therefore, OFF-operation is made. Further, the air sending pump 201 is stopped, in response to this OFF-operation of the pressure sensor 199.

[0133]

After the air sending pump 201 has been stopped, the insertion portion 192 is adsorbed onto the inner wall face 204 of the pipe cavity through the adsorption material 200. Therefore, a series of operations is repeated thereafter and the insertion portion of the endoscope 191 is advanced along the inner wall face 204 of the pipe cavity.

[0134]

In the above constitution, in the same manner as that of the endoscope 171 shown in Fig. 17, the insertion portion 192 of the endoscope 191 can be safely and easily inserted into a pipe cavity, the shape of which is complicated.

[0135]

Fig. 19 shows an endoscope 211, the constitution of which is different from that of the endoscope shown in Figs. 17 and 18. On an outer circumferential face of the forward end portion of the insertion portion 212 of the endoscope 211, five flexible tubes 213 are protruded on one side being opposed to the other five flexible tubes 213 protruded on the opposite side. In this case, the flexible tubes 213 protruded on both sides of the insertion portion 212 are arranged in parallel with each other in the axial direction.

[0136]

Each flexible tube 213 is made of material which becomes adsorbent when it absorbs water. A base end portion of each flexible tube 213 is bonded and fixed to the outer circumferential face of the forward end portion of the insertion portion 212.

[0137]

Inside the insertion portion 212, a pair of air sending pipes 214 and a pair of water sending pipes 215 are arranged. As shown in Fig. 20, each air sending pipe 214 and water sending pipe 215 are respectively connected to a branch air sending pipe 216 and a branch water sending pipe 217 extending into each flexible tube 213. In this case, a forward end portion of the branch air sending pipe 216 is connected to an ejection port 216a at the forward end of each flexible tube 213. Further, a forward end portion of the branch water sending pipe 217 is extended to a position in the proximity of the forward end portion of each flexible tube 213 and sealed.

[0138]

The operator's side of each air sending pipe 214 is connected to the air sending pump 218. The operator's side of each water sending pipe 215 is connected to the water sending pump 219. Further, the air sending pump 218 and the water sending pump 219 are connected to the control unit 220.

[0139]

Next, a mode of operation of the above constitution will be explained below. First, in the case that both the air sending pump 218 and the water sending pump 219 are maintained in a stopped state, an outer circumferential face of the forward end portion of the flexible tube 213 of the insertion portion 212 of the endoscope 211 is maintained in an initial state in which the outer circumferential face of the forward end portion

of the flexible tube 213 is contacted with the inner wall face 221 of the pipe cavity to inspected as shown in Fig. 21(A).

[0140]

At the time of advancing the endoscope 211, while the initial state is being maintained, first, the water sending pump 219 is driven. When the water sending pump 219 is driven, water is sent into the branch water sending pipe 217 of each flexible tube 213 through each water sending pipe 215. Therefore, the branch water sending pipe 217 of each flexible tube 213 is pressurized. Accordingly, by the pressurizing force of the branch water sending pipe 217, each flexible tube 213 is linearly straightened as shown in Fig. 21(B) and hardened. At this time, when each flexible tube 213 is deformed into a linearly straightened shape, the insertion portion 212 of the endoscope 211 is advanced by a reaction force of a pushing force of each flexible tube 213 which pushes the inner wall face 221 of the pipe cavity to be inspected.

[0141]

Successively, the air sending pump 218 is driven. When this air sending pump 218 is driven, air is sent to the branch air sending pipe 216 of each flexible tube 213 through the air sending pipe 214. Then, as shown in Fig. 21(C), pressurized air is ejected outside from the ejection port 216a at the forward end of each flexible tube 213. Due to the foregoing, a contact portion of each flexible tube 213 with the inner wall face 221 of the pipe cavity is separated.

[0142]

Next, when the water sending pump 219 and the air sending pump 218 are stopped, each flexible tube 213 is softened and as shown in Fig. 21(D), the outer circumferential face of the forward end portion of each flexible tube 213 is contacted with the inner wall face 221 of the pipe cavity to be inspected, that is, it is returned to the initial state.

[0143]

When the series of motions shown in Figs 21(A) to 21(D) is repeated thereafter, the insertion portion 212 of the endoscope 211 is advanced along the inner wall face 221 of the pipe cavity.

[0144]

Therefore, in the above constitution, in the same manner as that of the endoscope 171 shown in Fig. 17, the insertion portion 212 of the endoscope 211 can be safely and easily inserted into a pipe cavity, the shape of which is complicated.

[0145]

Instead of adsorbing the outer circumferential face of the forward end portion of the flexible tube 213 onto the inner wall face 221 of the pipe cavity to be inspected, it is possible to employ the following constitution. By using the channel arranged in the insertion portion 212 of the endoscope 211, air sending and adsorption of flexible tube 213 are conducted with the air sending pump and the suction pump. In this case, it is possible to use the channel of the existing endoscope. Therefore, the manufacturing cost can be reduced. Further, the diameter of the insertion portion 212 can be decreased.

[0146]

In this connection, it should be noted that the present invention is not limited to the above specific embodiments and variations may be made without departing from the scope of the claim of the present invention. Next, the characteristic technical matters of the present application are described as follows.

[0147]

(Appendant item 1)

An insertion device of inserting an insertion tool such as an endoscope or a catheter into a pipe including: an ejection means for ejecting a pressurized fluid from a forward end side of the pipe insertion tool to a backward side; and a filling means for filling a periphery of the ejection means with liquid.

[0148]

(Appendant item 2)

An insertion device of inserting an insertion tool into a pipe according to the appendant item 1, wherein the ejection means and the filling means are detachably attached to the insertion tool.

(Action of the appendant item 2)

An insertion device body is detachably attached to an existing living organism insertion tool such as an endoscope.

[0149]

(Advantage of the appendant item 2)

It is possible to apply the existing endoscope and further the properties of disinfection, sterilization and cleaning can be enhanced.

(Appendant item 3)

An insertion device of inserting an insertion tool into a pipe according to the appendant item 1, wherein the filling means is a balloon provided in front of the insertion tool.

[0150]

(Object of the appendant item 3)

An object is to provide an insertion device of inserting an insertion tool into a pipe in which an

existing endoscope can be applied and the properties of disinfection, sterilization and cleaning can be enhanced.

(Action of the appendant item 3)

An insertion device body can be detachably attached to an existing living organism insertion device such as an endoscope.

[0151]

(Advantage of the appendant item 3)

An existing endoscope can be applied and the properties of disinfection, sterilization and cleaning can be enhanced.

(Appendant item 4)

An insertion device of inserting an insertion tool into a pipe according to the appendant item 1, wherein the pipe insertion tool is composed of an endoscope and the ejection means is incorporated into a hood provided at a forward end of the endoscope.

[0152]

(Object of the appendant item 4)

An object is to provide an insertion device of inserting an insertion tool into a pipe in which an existing endoscope can be applied and the properties of disinfection, sterilization and cleaning can be enhanced.

(Action of the appendant item 4)

An insertion device body is detachably attached to an existing living organism insertion device such as an endoscope.

[0153]

(Advantage of the appendant item 4)

An existing endoscope can be applied and the properties of disinfection, sterilization and cleaning can be enhanced.

(Appendant item 5)

An insertion device of inserting an insertion tool into a pipe according to the appendant item 1, wherein the ejection means includes a mechanism of intermittently ejecting pressurized liquid.

[0154]

(Object of the appendant item 5)

An object is to provide an insertion device of inserting an insertion tool into a pipe in which an existing endoscope can be applied and the properties of disinfection, sterilization and cleaning can be enhanced.

(Appendant item 6)

An insertion device of inserting an insertion tool into a pipe according to the appendant item 1, wherein the ejection means uses a pressurized pipe line provided in the insertion device.

[0155]

(Object of the appendant item 6)

An object is to provide an insertion device of inserting an insertion tool into a pipe in which a constitution of the entire device can be simplified.

(Action of the appendant item 6)

Pressurized liquid used for driving is sent through a pipe line of a living organism insertion tool such as an endoscope.

[0156]

(Advantage of the appendant item 6)

A constitution of the entire device can be simplified.

(Appendant item 7)

An insertion device of inserting an insertion tool into a pipe according to the appendant item 1, further including a means for recovering fluid, which has been ejected, simultaneously when pressurized liquid is ejected.

[0157]

(Object of the appendant item 7)

An object is to provide an insertion device of inserting an insertion tool into a pipe capable of enhancing the safety for a living organism.

(Action of the appendant item 7)

Simultaneously when the pressurized liquid is ejected, it is recovered.

(Advantage of the appendant item 7)

The safety for a living organism can be enhanced.

[0158]

[Advantage of the Invention]

According to the present invention, at the time of inserting a pipe insertion tool into a pipe, under the condition that the periphery of an ejection means is filled with liquid by a filling means, pressurized fluid is ejected from a forward end of the insertion tool to the rear side. Therefore, the pipe insertion tool such as an endoscope can be given a sufficiently strong drive force. Accordingly, the property of inserting the pipe insertion tool such as an endoscope can be enhanced.

[Brief Description of the Drawings]

[Fig. 1]

Fig. 1 is a view showing the first embodiment of the present invention. Fig. 1(A) is a side view of an endoscope and Fig. 1(B) is a plan view of a forward end face of an insertion portion of the endoscope.

[Fig. 2]

Fig. 2(A) is a side view showing an initial state of an insertion device of an endoscope. Fig. 2(B) is a side view showing a state of operation of the endoscope.

[Fig. 3]

Fig. 3 is a schematic illustration for explaining operation of an insertion device of an endoscope.

[Fig. 4]

Fig. 4 is an arrangement view showing an outline of a variation of the first embodiment.

[Fig. 5]

Fig. 5 is a side view showing an insertion device of an endoscope of the second embodiment of the present invention.

[Fig. 6]

Fig. 6 is a view showing the third embodiment of the present invention. Fig. 6(A) is a side view of an endoscope. Fig. 6(B) is a longitudinal sectional view showing a state of attaching a forward end ring arranged at a forward end portion of an insertion portion of the endoscope. Fig. 6(C) is a sectional view taken on line L<sub>1</sub> - L<sub>1</sub> in Fig. 6(B). Fig. 6(D) is a sectional view taken on line L<sub>2</sub> - L<sub>2</sub> in Fig. 6(B).

[Fig. 7]

Fig. 7 is an arrangement view showing an outline of the entire device of the fourth embodiment of the present invention.

[Fig. 8]

Fig. 8 is a time chart showing a foot switch, a pump drive force and a pressure sensor drive pattern of the fourth embodiment.

[Fig. 9]

Fig. 9 is partially broken side view showing a primary portion of the fifth embodiment.

[Fig. 10]

Fig. 10 is a view showing the sixth embodiment of the present invention. Fig. 10(A) is an overall arrangement view. Fig. 10(B) is an arrangement view showing an outline of a state of operation.

[Fig. 11]

Fig. 11 is a view showing the seventh embodiment of the present invention. Fig. 11(A) is an arrangement view showing an outline of a primary portion of an insertion device of an endoscope. Fig. 11(B) is an arrangement view showing an outline of an operation state.

[Fig. 12]

Fig. 12 is a partially broken side view showing a mobile type endoscope.

[Fig. 13]

Fig. 13 is an arrangement view showing an outline of a state in which a mobile type endoscope is inserted into the large intestine of a patient.

[Fig. 14]

Fig. 14 is a partially broken side view showing the first variation of a mobile type endoscope.

[Fig. 15]

Fig. 15 is a longitudinal sectional view showing the second variation of a mobile type endoscope.

[Fig. 16]

Fig. 16 is a longitudinal sectional view showing the third variation of a mobile type endoscope.

[Fig. 17]

Fig. 17 is a view showing an endoscope of another constitution. Fig. 17(A) is a perspective view showing a constitution of a primary portion of an endoscope. Fig. 17(B) is an arrangement view showing an outline of a state in which an endoscope is inserted into a pipe cavity.

[Fig. 18]

Fig. 18 is an arrangement view showing an outline of an endoscope of a different constitution from Fig. 17.

[Fig. 19]

Fig. 19 is an arrangement view showing an outline of an endoscope of a different constitution from Figs. 17 and 18.

[Fig. 20]

Fig. 20 is a perspective view showing a primary portion of the endoscope of Fig. 19.

[Fig. 21]

Fig. 21 is a schematic illustration for explaining operation of the endoscope of Fig. 19.

[Description of Reference Numerals and Signs]

1, 101, 131 Endoscope (Pipe insertion tool)  
12, 63, 89 Ejection means  
13, 66, 92 Filling means  
121 Blood vessel endoscope (Pipe insertion tool)

[Fig. 1]

12 Ejection means  
13 Filling means

[Fig. 8]

Foot switch  
Pump drive circuit  
Pressure sensor detection value  
Upper limit setting value

[Fig. 10]

111 Pump

[Fig. 17]

177 Gel tank  
179 Gel processing suction pump

[Fig. 18]

201 Air sending pump  
203 Control unit

[Fig. 19]

218 Air sending pump  
219 Water sending pump  
220 Control unit